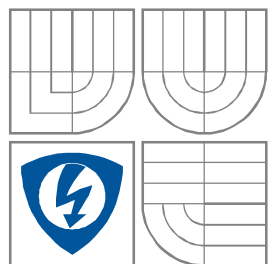


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ
ÚSTAV RADIOELEKTRONIKY

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF RADIO ELECTRONICS

RYCHLÉ MRI METODY

FAST MRI METHODS

DIPLOMOVÁ PRÁCE
MASTER'S THESIS

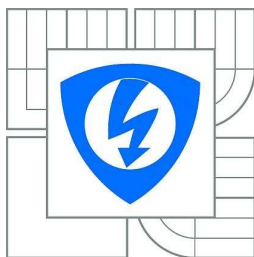
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

Bc. Radim Kořínek

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

prof. Ing. Karel Bartušek, DrSc.

BRNO, 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav radioelektroniky

Diplomová práce

magisterský navazující studijní obor
Elektronika a sdělovací technika

Student: Bc. Radim Kořínek

ID: 78601

Ročník: 2

Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Rychlé MRI metody

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte rychlé MRI metody měření obrazů, proveďte rešerši používaných metod. Vyberte a experimentálně ověřte činnost metod rychlého MRI. Porovnejte výsledné obrazy s obrazy snímanými klasickým způsobem podle zvolených kritérií. Sestavte v Matlabu program pro uspořádání měřených dat v k-prostoru. Proveďte proměření vybraných vzorků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] CALLAGHAN P.T. Principles of Nuclear Magnetic Resonance Microscopy, Oxford: Clarendon Press, 1991.

[2] BLUMLICH, B. NMR imaging of materials. Oxford (England): Clarenton Press, 2000. ISBN 0-19-850683-X.

[3] HAACKE, E. M., BROWN, R. W., THOMPSON, M. R., VENKATESAN, R. Magnetic resonance imaging - physical principles and sequence design. New York: John Wiley & Sons, 2001. ISBN 0-471-48921-2.

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 21.5.2010

Vedoucí práce: prof. Ing. Karel Bartušek, DrSc.

prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor diplomové práce nesmí při vytváření diplomové práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

LICENČNÍ SMLOUVA

POSKYTOVANÁ K VÝKONU PRÁVA UŽÍT ŠKOLNÍ DÍLO

uzavřená mezi smluvními stranami:

1. Pan/paní

Jméno a příjmení: Bc. Radim Kořínek
Bytem: Malý Koloredov 1539, Frýdek-Místek, 738 01
Narozen/a (datum a místo): 29. prosince 1985 ve Frýdku-Místku

(dále jen „autor“)

a

2. Vysoké učení technické v Brně

Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií
se sídlem Údolní 53, Brno, 602 00
jejímž jménem jedná na základě písemného pověření děkanem fakulty:
prof. Dr. Ing. Zbyněk Raida, předseda rady oboru Elektronika a sdělovací technika
(dále jen „nabyvatel“)

Čl. 1

Specifikace školního díla

1. Předmětem této smlouvy je vysokoškolská kvalifikační práce (VŠKP):

- ☐ disertační práce
- ☒ diplomová práce
- ☐ bakalářská práce
- ☐ jiná práce, jejíž druh je specifikován jako
(dále jen VŠKP nebo dílo)

Název VŠKP: Rychlé MRI metody
Vedoucí/ školitel VŠKP: prof. Ing. Karel Bartušek, DrSc.
Ústav: Ústav radioelektroniky
Datum obhajoby VŠKP: _____

VŠKP odevzdal autor nabyvateli*:

- ☒ v tištěné formě – počet exemplářů: 2
- ☒ v elektronické formě – počet exemplářů: 2

2. Autor prohlašuje, že vytvořil samostatnou vlastní tvůrčí činnost dílo shora popsané a specifikované. Autor dále prohlašuje, že při zpracovávání díla se sám nedostal do rozporu s autorským zákonem a předpisy souvisejícími a že je dílo dílem původním.
3. Dílo je chráněno jako dílo dle autorského zákona v platném znění.
4. Autor potvrzuje, že listinná a elektronická verze díla je identická.

Článek 2

Udělení licenčního oprávnění

1. Autor touto smlouvou poskytuje nabyvateli oprávnění (licenci) k výkonu práva uvedené dílo nevýdělečně užít, archivovat a zpřístupnit ke studijním, výukovým a výzkumným účelům včetně pořizování výpisů, opisů a rozmnoženin.
2. Licence je poskytována celosvětově, pro celou dobu trvání autorských a majetkových práv k dílu.
3. Autor souhlasí se zveřejněním díla v databázi přístupné v mezinárodní síti
 - ☒ ihned po uzavření této smlouvy
 - ☐ 1 rok po uzavření této smlouvy
 - ☐ 3 roky po uzavření této smlouvy
 - ☐ 5 let po uzavření této smlouvy
 - ☐ 10 let po uzavření této smlouvy
(z důvodu utajení v něm obsažených informací)
4. Nevýdělečné zveřejňování díla nabyvatelem v souladu s ustanovením § 47b zákona č. 111/ 1998 Sb., v platném znění, nevyžaduje licenci a nabyvatel je k němu povinen a oprávněn ze zákona.

Článek 3

Závěrečná ustanovení

1. Smlouva je sepsána ve třech vyhotoveních s platností originálu, přičemž po jednom vyhotovení obdrží autor a nabyvatel, další vyhotovení je vloženo do VŠKP.
2. Vztahy mezi smluvními stranami vzniklé a neupravené touto smlouvou se řídí autorským zákonem, občanským zákoníkem, vysokoškolským zákonem, zákonem o archivnictví, v platném znění a popř. dalšími právními předpisy.
3. Licenční smlouva byla uzavřena na základě svobodné a pravé vůle smluvních stran, s plným porozuměním jejímu textu i důsledkům, nikoliv v tísní a za nápadně nevýhodných podmínek.
4. Licenční smlouva nabývá platnosti a účinnosti dnem jejího podpisu oběma smluvními stranami.

V Brně dne: 21. května 2010

.....
Nabyvatel

.....
Autor

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá porovnáním rychlých a konvenčních měřících metod v MRI. Jsou zde uvedeny základní rychlé sekvence, z kterých pak vycházejí další a efektivnější metody. Popsané jsou zde metody EPI (Echo Planar Imaging), rychlé gradientní echo GRE, FSE (Fast spin echo) dále pak snapshot-FLASH a FISP (Fast Imaging with Steady Precession). Experimentální část práce se zabývá rychlou metodou FSE (Fast Spin Echo). Speciálně je zde vysvětlen a sestaven algoritmus pro správné sestavení dat z metody FSE. Tento algoritmus nám umožňuje pak vyhodnocovat obrazy z metody FSE. Tato metoda je pak podrobně prozkoumána (z hlediska vlivu parametrů) a porovnává s klasickými konvenčními metodami. Nakonec jsou určeny nejvhodnější parametry pro metodu FSE.

KLÍČOVÁ SLOVA

FSE, EPI, MRI, Ultra-fast GRE, FISP, snapshot-FLASH

ABSTRACT

This thesis deals with comparison of rapid and conventional methods used in MRI (Magnetic Resonance Imaging). There is a description of imaging methods such as EPI (Echo Planar Imaging), Ultra-fast GRE, FSE (Fast spin echo) as well as a snapshot-FLASH and FISP (Fast Imaging with Steady Precession). Experimental part of this thesis deals with the rapid FSE (Fast Spin Echo) method. Especially is explained and assembled an algorithm for proper compilation of data from the FSE method. This algorithm allows us to evaluate the images from the FSE method. This method is examined in detail (in terms of impact parameters) and compared with traditional conventional methods. Finally, the individual images are evaluated, and the best parameters for FSE method are identified.

KEYWORDS

FSE, EPI, MRI, Ultra-fast GRE, FISP, snapshot-FLASH

KOŘÍNEK, R. *Rychlé MRI metody*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav radioelektroniky, 2010. 52 s., 7 s. příloh. Diplomová práce. Vedoucí práce: prof. ing. Karel Bartušek, DrSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou diplomovou práci na téma Rychlé MRI metody jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené diplomové práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této diplomové práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucímu diplomové práce prof. ing. Karlu Bartuškoví, DrSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé diplomové práce.

V Brně dne

.....

(podpis autora)

OBSAH

OBSAH.....	7
SEZNAM OBRÁZKŮ	8
SEZNAM TABULEK	11
1 MRI (MAGNETIC RESONANCE IMAGING)	12
1.1 ÚVOD.....	12
1.2 REZONANCE.....	13
1.3 RF POLE	13
1.4 GRADIENTNÍ POLE.....	13
1.5 ROTAČNÍ FRAME (ROTATING FRAME).....	15
1.6 K-PROSTOR	16
1.7 PROSTOROVÉ KÓDOVÁNÍ V MRI.....	16
2 RYCHLÉ MRI METODY	19
2.1 ECHO PLANAR IMAGING - EPI	19
2.1.1 Co je to EPI?.....	19
2.1.2 Pulzní Sekvence.....	20
2.1.3 Multishot Echo - Planar Imaging.....	21
2.1.4 Předpříprava a kontrast.....	22
2.1.4.1 GE-EPI.....	22
2.1.4.2 SE-EPI.....	23
2.1.4.3 DW-EPI.....	24
2.2 SNAPSHOT-FLASH	25
2.3 FSE - FAST SPIN ECHO SEKVENCE	27
2.4 ULTRAFAST GRADIENT ECHO (ULTRAFAST GRE)	28
2.5 FISP (FAST IMAGING WITH STEADY PRECESSION) SEKVENCE	29
3 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....	31
3.1 ALGORITMUS PRO SESKLÁDÁNÍ DAT U METODY FSE.....	31
3.1.1 Fázovací gradienty.....	31
3.1.2 Zpracování dat.....	34
3.1.3 Popis a algoritmus programu.....	35
3.2 FSE - FAST SPIN ECHO SEKVENCE	37
3.2.1 Měřené obrazy metodou FSE	38
3.2.2 Zpracování měřených obrazů.....	43
3.3 POROVNÁNÍ KVALITY OBRAZU FSE, GE A SE	49
4 ZÁVĚR:.....	50
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	51
SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK.....	52
A PŘÍLOHA	53
A.1 FSE.MAT	53

SEZNAM OBRÁZKŮ

- Obr.1.1.1 Řez lidským mozkem, pohled shora a pohled zleva 12
- Obr.1.1.2 Řez mozkem, pohled ze zadu 12
- Obr.1.3.2 Lineárně polarizované pole odpovídající dvěma protirotujícími polím 13
- Obr.1.5.1 Stacionární a rotační souřadnicový rámec 16
- Obr.1.7.1 Pro kódování v MR jsou používány tři osy. Jednorozměrného prostorového kódování dosáhneme selektivní excitací řezu (osa "Výběr řezu" = osa z). Další dvě jsou fázově a frekvenčně kódované. "Readout" osa se označuje jako "frekvenční" osa nebo osa x. Fázově kódovací směr se pak označuje jako y osa. 17
- Obr.1.7.2a Kódování k-prostoru během klasického MRI zobrazování a vpravo(1.7.2b) je pak kódování k-prostoru při EPI sekvenci. Jednotlivé tečky představují vzorky a jejich údaje o každém z nich. Při klasickém MRI zobrazování je každý řádek surových dat získán po jednom RF vybuzení. Sběr dat je tedy v době T_R . Při EPI jsou jednotlivé řádky získávány průběžně jako rastr a doba jednoho řádku je pouhých 300 μ s. 18
- Obr.1.7.2b Jasně ukazuje průběh trajektorie skrz k-prostorem. Zde jsou surová data řádků získány okamžitě po sobě jeden za druhým. V dnešní době v moderních zobrazovacích systémech je doba snímání jednoho řádku kratší než 300 μ s. 18
- Obr.2.1.2 Průběh EPI sekvence odpovídá průjezdu vektoru k-prostorem na Obr.1.7.2b. Gradient v ose x je rychle přepínán z kladné do záporné polarity. Pro přechod na každý další řádek se používá krátký fázovací gradient ve směru osy y. Můžeme tedy vidět frekvenční kódování v ose x a fázové kódování ve směru osy y. Gradient ve směru z označovaný také jako G_s slouží pro excitaci určitého řezu objektem. 20
- Obr.2.1.3 Průběh Multishot EPI sekvence 22
- Obr.2.1.4.1 Průběh GE-EPI sekvence 23
- Obr. 2.1.4.2 Průběh SE-EPI sekvence 23
- Obr. 2.1.4.3 Průběh DW-EPI sekvence 24
- Obr. 2.1.4.4 Zápis dat při Blipped-EPI 24
- Obr. 2.1.4.5 Zápis dat dok-prostoru při Non-Blipped-EPI 24
- Obr. 2.1.4.6 Zápis dat při Spirálním EPI [13] 25
- Obr.2.2 Časový diagram 2D FLASH sekvence pro rychlé zobrazování 26
- Obr.2.3.1 Průběh sekvence FSE a způsob skládání dat do k-prostoru. Po aplikaci 180° RF pulzu se objeví echo, při kterém běží readout gradient. Před readout gradientem je aplikován fázovací gradient, který posune k-vektor na daný řádek k-prostoru. Po zakódování řádku se vektor vrací do počátku k-prostoru. Dojde k aplikaci dalšího 180° RF pulzu, k-vektor je přesunut na další pozici pomocí fázového gradientu, atd. 27
- Obr.2.3.2 Příklad pro sekvenci FSE s ETL=6. Sekvence je opakována dokud nedojde k nasbírání všech dat celého k-prostoru. 28
- Obr.2.4 Průběh sekvence Ultrafast gradient echo (Ultrafast GRE) 29

Obr.2.5 Pulzní frekvence FISP 30

Obr. 3.1.1.1 Napěťové úrovně jednotlivých ech v sekvencích k získání celého k-prostoru 33

Obr. 3.1.1.2 Umístění jednotlivých řádků v k-prostoru, kde napěťová úroveň určuje umístění jednotlivých řádků v k-prostoru 33

Obr. 3.1.2.1 Snímaná MRI data před algoritmem a po algoritmu před samotnou 2D FFT. Velikost obrazu 256x256 bodů. 34

Obr. 3.1.2.2 Zjednodušený vývojový diagram algoritmu pro přeskládání dat a jejich vykreslení. 34

Obr. 3.1.3.1 Základní rozdělení k-prostoru. Velikost druhého bloku lze také definovat jako $ETL \cdot [NV/(2 \cdot ETL)]$. 35

Obr. 3.1.3.2 Zadávání vstupních parametrů do programu fse.mat 36

Obr. 3.1.3.3 Vývojový diagram programu fse.mat 37

Obr. 3.2.1.1 $ETL = 4$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 14$ ms, obraz s největším SNR; 38

Obr. 3.2.1.2 $ETL = 4$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 28$ ms; 38

Obr. 3.2.1.3 $ETL = 4$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 42$ ms; 38

Obr. 3.2.1.4 $ETL = 4$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 56$ ms, obraz s nejmenším SNR; 38

Obr. 3.2.1.5 $ETL = 8$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 14$ ms; 39

Obr. 3.2.1.6 $ETL = 8$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 28$ ms, obraz s největším SNR; 39

Obr. 3.2.1.7 $ETL = 8$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 42$ ms; 39

Obr. 3.2.1.8 $ETL = 8$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 56$ ms; 39

Obr. 3.2.1.9 $ETL = 8$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 70$ ms, subjektivní nejkvalitnější obraz; 39

Obr. 3.2.1.10 $ETL = 8$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 84$ ms, obraz s nejmenším SNR ; 39

Obr. 3.2.1.11 $ETL = 8$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 98$ ms; 40

Obr. 3.2.1.12 $ETL = 8$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 112$ ms; 40

Obr. 3.2.1.13 $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 14$ ms, subjektivně nejlepší obraz; 40

Obr. 3.2.1.14 $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 28$ ms, Obraz s největším SNR; 40

Obr. 3.2.1.15 $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 42$ ms; 40

Obr. 3.2.1.16 $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 56$ ms; 40

Obr. 3.2.1.17 $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 70$ ms; 41

Obr. 3.2.1.18 $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 84$ ms; 41

Obr. 3.2.1.19 $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 98$ ms; 41

- Obr. 3.2.1.20* $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 112$ ms; 41
- Obr. 3.2.1.21* $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 126$ ms; 41
- Obr. 3.2.1.22* $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 140$ ms; 41
- Obr. 3.2.1.23* $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 154$ ms; 42
- Obr. 3.2.1.24* $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 168$ ms; 42
- Obr. 3.2.1.25* $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 182$ ms; 42
- Obr. 3.2.1.26* $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 196$ ms; 42
- Obr. 3.2.1.27* $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 210$ ms; 42
- Obr. 3.2.1.28* $ETL = 16$, $TR = 3000$ ms, 256x256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 224$ ms; 42
- Obr. 3.2.2.1* Oblasti výběru hodnot, z kterých jsou pak počítány střední hodnota signálu, střední hodnota pozadí a šum. 43
- Obr. 3.2.2.2* Graf závislostí střední hodnoty signálu a šumu na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.1 45
- Obr. 3.2.2.3* Graf závislostí SNR na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.1 45
- Obr. 3.2.2.4* Graf závislostí střední hodnoty signálu, a šumu na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.2 46
- Obr. 3.2.2.5* Graf závislostí SNR na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.2 46
- Obr. 3.2.2.6* Graf závislostí střední hodnoty signálu, a šumu na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.3 47
- Obr. 3.2.2.7* Graf závislostí SNR na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.3 47
- Obr. 3.3.1* obraz získaný metodou SE, $TE = 14$ ms 49
- Obr. 3.3.2* obraz získaný metodou GE, $TE = 14$ ms 49

SEZNAM TABULEK

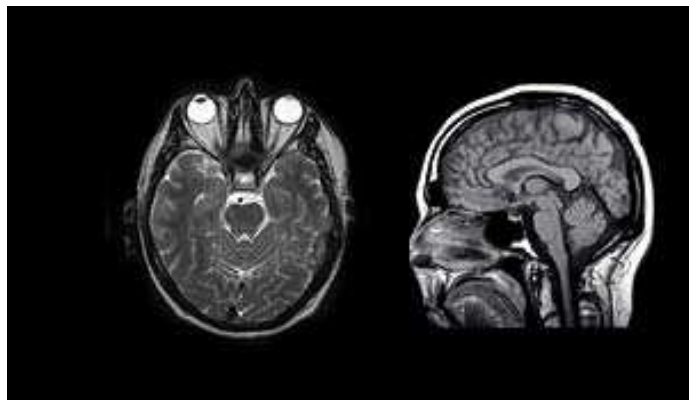
<i>Tab. 3.1.1</i>	<i>Měřené úrovně fázovacích gradientů.....</i>	<i>32</i>
<i>Tab. 3.2.2.1</i>	<i>přehled parametrů vypočtených z obrazů (ETL=4 a velikost obrazu 256x256)</i> <i>44</i>	
<i>Tab. 3.2.2.2</i>	<i>přehled parametrů vypočtených z obrazů (ETL=8 a velikost obrazu 256x256)</i> <i>44</i>	
<i>Tab. 3.2.2.3</i>	<i>Přehled parametrů vypočtených z obrazů (ETL=16 a velikost obrazu 256x256)</i> <i>44</i>	
<i>Tab. 3.3.1</i>	<i>Porovnání parametrů obrazů z jednotlivých metod (FSE, GE a SE).....</i>	<i>49</i>

1 MRI (Magnetic Resonance Imaging)

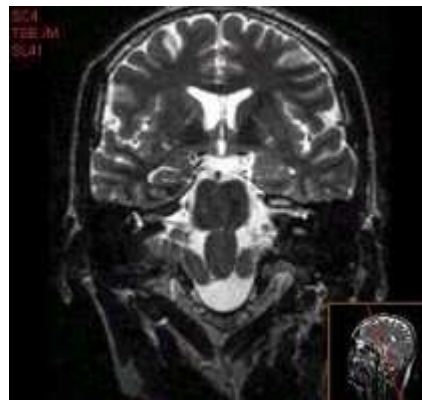
1.1 Úvod

Magnetická rezonance (MR) je moderní zobrazovací metoda založená na detekci magnetizace mobilních vodíkových protonů. Ukázala se velmi užitečná při studiu struktury, složení a molekulové dynamiky různých materiálů. První experimenty s nukleární MR (dále již NMR) byly uskutečněny koncem roku 1945. Nejdříve se objevovaly převážně aplikace v chemii s využitím MR spektroskopie (MRS). Zobrazování pomocí NMR se objevilo po roce 1970 a aby bylo laickou veřejností přijato lépe, bylo z názvu vypuštěno slovo nukleární (jaderná) a uchytil se název MRI. První MR scanner byl představen v r. 1997 panem Raymondem Damadianem. Ten využil také i poznatků Felixe Blocha (Stanford University) a Edvarda Millse Purcella (Harvard University), kteří byli za svůj výzkum v roce 1952 odměněni Nobelovou cenou za vypracování přesných metod měření magnetických momentů jader.

Magnetická rezonance je v dnešní době jedna z nejlepších diagnostických metod používaných v lékařství a dnes čím dál častěji využívána metoda vyšetření. Jedná se o neinvazivní metodu, tzn. pacientovi nejsou do těla zaváděny žádné sondy apod., při které se na rozdíl od radiačních metod nevyužívá ionizujícího záření a proto nedochází k nežádoucím účinkům na lidskou tkáň. Díky této metodě je dnes možné zobrazit 3D řezy lidským tělem (Obr.1.1.1, Obr.1.1.2). Díky metodě MR je dnes možno různé nádorové onemocnění diagnostikovat dříve, určit diagnózu a případně způsob léčení čímž dochází k zvýšení pravděpodobnosti záchrany života pacienta. Výhodu MR obrazů je jejich vysoká rozlišovací schopnost, daná relaxačními časy jader, rychlostí jejich pohybu, difúzí jader, množstvím protonových jader v tkáni atd. [1][2][3]



Obr.1.1.1 Řez lidským mozkiem, pohled shora a pohled zleva



Obr.1.1.2 Řez mozkiem, pohled ze zadu

Pro zobrazování metodou MR jsou vhodné pouze atomy, které mají v jádře lichý počet protonů (např. izotopy ^1_1H , $^{13}_6\text{C}$, $^{15}_7\text{N}$, $^{29}_{14}\text{Si}$, $^{31}_{15}\text{P}$, $^{43}_{20}\text{Ca}$, $^{57}_{26}\text{Fe}$, a mnoho dalších [4]). Z biogenních prvků je nejvhodnějším prvkem vodík ^1_1H . Vodík nás zajímá proto, že lidské tělo obsahuje až 70 % vody, která je tvořena dvěma molekulami vodíku a molekulou kyslíku.

V současné době je přibližně 6 velkých výrobců klinických MRI systémů: Sonar, General Electric Medical Systéme, Hitachi Medical Systém Philips Medical Systéme, Philips Medical Systems, Siemens Medical Solution, Toshiba Medical Systéme. Dále pak jsou dva hlavní

výrobci experimentálních High Field MRI systémů: Bruker Biospin MRI, Varian. [5].

Kapitola 1 je věnována některým základním pojmům, při popisu dané problematiky rychlých MRI metod. Jedná se například o rezonanci, spinová excitace, gradientní pole, selektivní excitace, způsob výběru jednotlivých oblastí objektu (body, řezy, objemy), frekvenční a fázové kódování a další. Dále je vysvětlen význam konceptu k-prostoru a jeho důležitý význam v MRI.

1.2 Rezonance

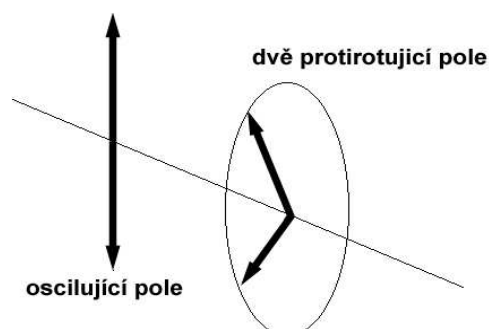
V MRI spiny precedují kolem osy z ve směru magnetického pole \mathbf{B}_0 , a kmitočet této precese je přímo úměrný poli, v kterém se nachází, tzn. je určen vztahem (Larmorův kmitočet)

$$f = \gamma \cdot B_0, \quad (1.2.1)$$

kde γ je konstanta známá jako gyromagnetická konstanta. Uvedený oscilační efekt má za následek to, že vektor magnetizace \mathbf{M} je orientován (paralelní orientace) ve směru osy z, ve směru \mathbf{B}_0 [3][6].

1.3 RF pole

V základním magnetickém poli \mathbf{B}_0 mají spiny paralelní nebo antiparalelní orientaci, tzn., že jsou uspořádány podél osy z. Hlavní funkcí RF pole je to, že způsobí rotaci spinů do xy roviny (transverzální). Toto rotační RF pole se ve většině případů označuje jako pole \mathbf{B}_1 , které je kolmé na základní pole \mathbf{B}_0 . Toho lze dosáhnout správnou orientací cívek generujících RF pole. Kmitočet RF pole se musí blížit kmitočtům precedujících spinů.



Obr.1.3.2 Lineárně polarizované pole odpovídající dvěma protirotaujícím polím

Rotační úhel závisí na celkové velikosti energie RF pole. RF pole může být lineárně nebo kruhově polarizované. Spiny interagují s rotačním polem ve stejném směru jako jejich precese. Nicméně lineárně polarizované pole můžeme uvažovat tak, že je složené ze dvou protirotaujících polí (Obr.1.3.2).

1.4 Gradientní pole

Prostorově závislé změny v magnetickém poli obdržíme pomocí "doplňkových" polí. Tyto "doplňková" pole mohou být zapínána a vypínána. Prostorová závislost změny rezonančních frekvencí může být měněna tedy dynamická. Díky gradientním polím

dosáhneme zakódování prostorových souřadnic měřeného vzorku do kmitočtu MR signálu. Tyto gradientní pole jsou nasuperponovány na základní pole. Gradientní pole deformují pole v oblasti, kde se nachází měřený vzorek dle známe prostorové funkce, protože tak jádra v různých místech pak rezonují na různých kmitočtech, což je způsobené jádry v oblastech vzorku s různými intenzitami MP. Součet všech těchto signálů je pak roven výslednému MR signálu.[7]

Jedná se o to, že kódujeme prostorové souřadnice do MR signálu, přesněji do jeho kmitočtu. Gradientní pole deformují pole tedy do 3 souřadnic x , která je rovnoběžná s podstavou, y je kolmá na podstavu a z je dle konvence vždy ve směru základního pole \mathbf{B}_0 .

Komponenty G_{kl} gradientního tenzoru \mathbf{G} magnetického pole jsou definovány jako prostorové derivace magnetického pole,

$$G_{kl} = \frac{\partial B_k}{\partial x_l}. \quad (1.4.1)$$

Jestliže jsou prostorově nezávislé, jsou konstanty a magnetické pole se mění lineárně s prostorem. Protože \mathbf{B} je vektor s komponenty \mathbf{B}_x , \mathbf{B}_y a \mathbf{B}_z , gradient magnetického pole je v první řadě tenzor s devíti komponenty. Můžeme ho zapsat jako dyadický produkt gradientního operátoru ∇ a magnetického pole,

$$\mathbf{G} = \nabla \mathbf{B} = \begin{bmatrix} G_{xx} & G_{xy} & G_{xz} \\ G_{yx} & G_{yy} & G_{yz} \\ G_{zx} & G_{zy} & G_{zz} \end{bmatrix}. \quad (1.4.2)$$

Lineárně prostorově závislou část magnetického pole nazýváme gradientní pole. Toto gradientní pole generujeme pomocí speciální sady cívek a toto pole je nasuperponováno na homogenní magnetické pole dané silným statickým polem \mathbf{B}_0 ve směru z a slabě časově závislé pole \mathbf{B}_{rf} , které je kolmé na pole \mathbf{B}_0 ,

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_{rf} + \mathbf{G}r, \quad (1.4.3)$$

kde r je prostorový vektor složený z komponentů x , y a z . Gradienty jsou aplikovány v laboratorním rámu. Maximální hodnota gradientních polí je menší než 1% velikosti homogenního pole \mathbf{B}_0 . Nebo se také uvádí, že gradientní pole je přibližně 500x slabší než pole základní. Celkové pole je dáno vektorem základního pole a gradientního pole, nebo-li jejich sumou. Nicméně v některých případech gradienty oscilují na frekvenci NMR poskytují komponenty, které rotují kolem statického pole \mathbf{B}_0 . Pak se tedy říká, že je aplikován v rotačním rámu.

Vezmeme-li rovnici (1.4.3) a položíme \mathbf{B}_{rf} , frekvence (1.2.1) se pak stává prostorově závislou,

$$\begin{aligned}
\omega_0(r) &= -\gamma|B| = -\gamma|B_0 + Gr| = \\
&= -\gamma(B_{0x} + G_{xx}x + G_{xy}y + G_{xz}z)^2 \\
&+ (B_{0y} + G_{yx}x + G_{yy}y + G_{yz}z)^2 \\
&+ (B_{0z} + G_{zx}x + G_{zy}y + G_{zz}z)^2]^{1/2}
\end{aligned} \tag{1.4.4}$$

Máme-li $B_{0x}=0$ a $B_{0y}=0$, pak dominující podmínky rezonančního kmitočtu jsou získány v posledním řádku. To znamená pak, že pouze 3 elementy gradientního tenzoru v první řadě určují rezonanční kmitočet. Tři relevantní podmínky jsou často spojeny do formy gradientního vektoru G ,

$$\begin{pmatrix} G_{zx} \\ G_{zy} \\ G_{zz} \end{pmatrix} \equiv G = \begin{pmatrix} G_x \\ G_y \\ G_z \end{pmatrix}. \tag{1.4.5}$$

Jednotlivé gradienty magnetických polí jsou pak dány vztahy:

$$G_x(x, y, z, t) = \frac{dB_x(x, y, z, t)}{dx}, \tag{1.4.6}$$

$$G_y(x, y, z, t) = \frac{dB_y(x, y, z, t)}{dy}, \tag{1.4.7}$$

$$G_z(x, y, z, t) = \frac{dB_z(x, y, z, t)}{dz}, \tag{1.4.8}$$

kde t je čas a $B_{x,y,z}(x,y,z,t)$ je indukce MP v oblasti MR magnetu. V přítomnosti gradientních polí je lokální rezonanční kmitočet pak tedy

$$f(x, y, z) = \gamma \cdot (B_0 + xG_x + yG_y + zG_z), \tag{1.4.9}$$

kde G_x , G_y a G_z označují gradienty polí ve směrech x , y a z . Velmi důležitou vlastností gradientních polí je jejich vysoká časová a prostorová stabilita.[6][7][8]

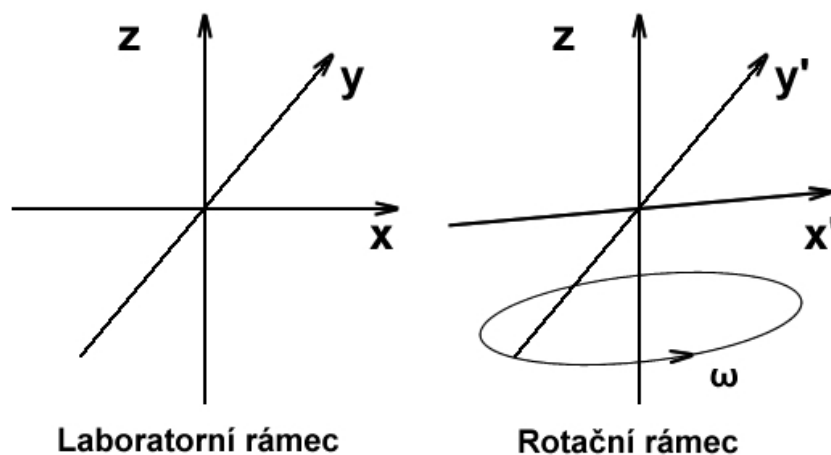
1.5 Rotační frame (Rotating Frame)

Při analýze MRI experimentů, je významným prvkem dynamická změna kmitočtu. Statická část určuje magnetizaci a tedy velikost signálu, ale to není důležité pokud respektujeme prostorové dekódování pro generaci obrazu.

Rotační rámec jako takový je vlastně souřadnicový systém se z osou srovnanou se stacionárním souřadným systémem. Rotační rámec rotuje kolem osy z s kmitočtem daný vztahem γB_0 (Obr.1.5.1). V referenčním rámci je kmitočet precedujících spinů závislý pouze na gradientních polích, tzn. že

$$f(x, y, z) = \gamma(xG_x + yG_y + zG_z). \quad (1.5.1)$$

Nebo-li, pokud máme neexistenci gradientních polí, tak spin je stacionární. V praxi je výhodnější použít spíše rovnici 1.5.1 než rovnici 1.4.9, protože kmitočty jsou více zjednodušeny. To znamená, že více či méně záleží na tom jak MRI skener zrovna pracuje. Měření probíhá v rotačním rámci. [6][9]



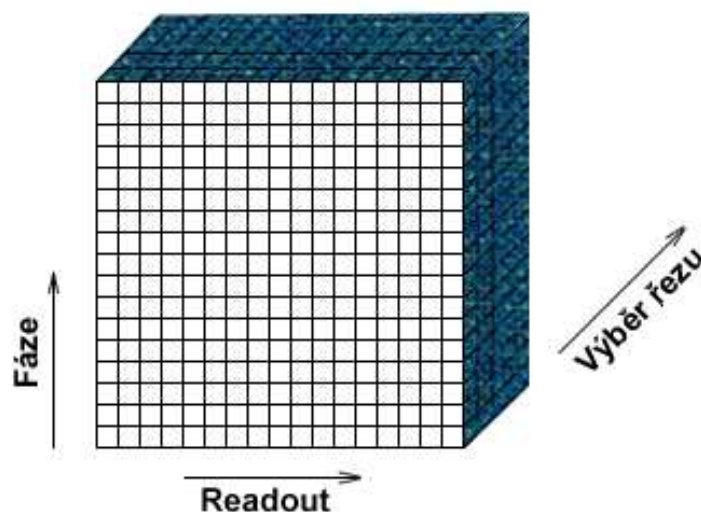
Obr.1.5.1 Stacionární a rotační souřadnicový rámec

1.6 k-prostor

k-prostor je založen na Fourierově popisu MRI procesů. K-prostor je velmi významný koncept v MRI, protože poskytuje pevný rámec pro návrh MRI experimentů a umožňuje lépe porozumět zobrazovaným artefaktům. K-prostor je rozšíření Fourierovského prostoru, dobře známého v MRI. V MRI je k-prostor dočasnou pamětí informace o prostorové frekvenci ve 2D nebo 3D objektech. K-prostor je definován prostorovým pokrytím kódovanými daty fáze a frekvence. Vztahem mezi daty k-prostoru a zobrazovanými daty je Fourierova transformace. Získaná datová matice obsahuje surové data (raw data) získané před zpracováním obrazu. Při 2DFTI (2D Fourier transform imaging) řádek dat odpovídá digitalizovanému MRI signálu v konkrétní fázové kódovací úrovni. Pozice v k-prostoru přímo souvisí s přechodem gradientu přes zobrazovaný objekt. Při změně gradientu v čase jsou data v k-prostoru vzorkována po trajektorii skrz Fourierův prostor pro každý bod dokud se tento prostor nezaplní.[9]

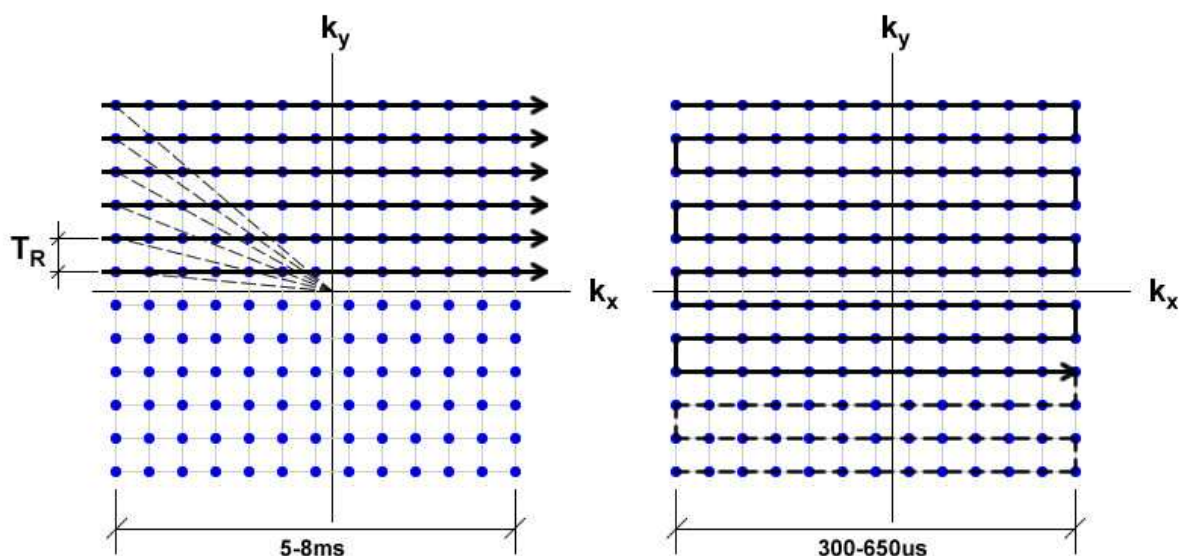
1.7 Prostorové kódování v MRI

V tomografii je nutné prostorově kódovat až 3D obrazy. Ve většině případech je jedna dimenze určena selektivní excitací řezu (Obr.1.7.1). Jinak stručně řečeno, RF excitační pulz s nízkým kmitočtovým rozsahem je vyslán do objektu v přítomnosti prostorového gradientního pole. Protože jev magnetické rezonance závisí na přesné shodě kmitočtů excitačního RF pulzu a precesním kmitočtu protonů, které na druhou stranu závisí na lokálním magnetickém poli, tento signál vybudí MR signál v úzkém rozmezí na daném místě, tzn. zobrazovaný řez. Rozdíl mezi EPI a konvenčním zobrazováním nastává ve zbývajícím prostorovém kódování "in - plane" roviny.



Obr.1.7.1 Pro kódování v MR jsou používány tři osy. Jednorozměrného prostorového kódování dosáhneme selektivní excitací řezu (osa "Výběr řezu" = osa z). Další dvě jsou fázově a frekvenčně kódované. "Readout" osa se označuje jako "frekvenční" osa nebo osa x. Fázově kódovací směr se pak označuje jako y osa.

Když aplikujeme gradient magnetického pole v celém excitovaném řezu, což znamená, že kmitočet spinů bude funkcí pozice. Velikost pixelu nebo prostorové rozlišení MR obrazu závisí na výsledném produktu (vlastně integrálu) úrovní zobrazovacích gradientů a jejich aktivních trvání. Konkrétně se velikost pixelu rovná $1/\gamma G t$, kde γ je gyromagnetický poměr (42,577 MHz/T) a G je úroveň gradientu uváděná v jednotkách mT/m a t udává průběh gradientu v čase. Máme-li například gradient o velikosti 0,5 mT/m a dobu trvání 10 ms, tak pak získáme prostorové rozlišení 0.47mm. Toto se však projevuje v prostorovém kódování podél "in-plane" roviny pouze v jednom směru a to je "readout" směr neboli v ose x. Při obyčejné 2DFT obrazu je pro kódování druhého rozměru použito malého gradientního pulzu (fázovací gradient) před každým gradientem ve směru osy y. Pro rozlišení 128 řádků v ose y, musíme získat 128 jednotlivých řádků každý za 10 ms. To znamená tedy, že celková doba je pak 128 řádků x 10 ms což je 1,28 s. Bohužel MR signál trvá cca asi 100 ms (omezeno časem T_2) a za dobu 1,28 s (doba prostorového kódování) bude tedy signál pryč. [12]



Obr.1.7.2a Kódování k-prostoru během klasického MRI zobrazování a vpravo(1.7.2b) je pak kódování k-prostoru při EPI sekvenci. Jednotlivé tečky představují vzorky a jejich údaje o každém z nich. Při klasickém MRI zobrazování je každý řádek surových dat získán po jednom RF vybuzení. Sběr dat je tedy v době T_R . Při EPI jsou jednotlivé řádky získávány průběžně jako rastr a doba jednoho řádku je pouhých 300 μ s.

Obr.1.7.2b Jasně ukazuje průběh trajektorie skrz k-prostorem. Zde jsou surová data řádků získány okamžitě po sobě jeden za druhým. V dnešní době v moderních zobrazovacích systémech je doba snímání jednoho řádku kratší než 300 μ s.

V EPI se používají mnohem větší úrovně gradientů. Typické hodnoty jsou kolem 2,5 mT/m, ale při zobrazování lidského těla se dosahují gradientní pulzy o velikosti větší než 5 mT/m. S pětinasobně větší úrovní gradientu, tak doba kódování jednoho řádku může být zkrácena na hodnotu 2 ms/řádek, takže v našem případě při rozlišení 128 řádků může být doba expozice zkrácena z hodnoty 1,28 s na 256 ms. Lidský mozek má relaxační čas T_2 kolem hodnoty 100 ms pro typickou velikost zobrazovacího pole. Takže délka "readout" gradientu 256 ms může tedy být nepatrně realistická. V praxi však toto není praktická konfigurace z níže uvedených důvodů. Velmi významné je to, že gradienty nemůžou okamžitě nabýt velkých úrovní a náběžná doba se tak stává významnou částí doby trvání gradientu. Za druhé, rozpad MR signálu během "readout" způsobuje rozmazávání obrazu, tzv. blurring. Vzhledem ke kompenzacím, se většina EPI studií prováděla na nižších rozlišeních. V "in-plane" rovině byla velikost pixelů mezi 1,5 a 3mm.

K lepšímu pochopení se zavedl k-prostor, kdy k-prostor je zastoupen "surovými" daty (raw data) předtím než jsou zpracovány pomocí FFT a tím získáme pak žádaný obraz. Poloha signálu v k-prostoru je rovna integrálu úrovně gradientu v čase (Rovnice 2.1.3.3). Vzhledem k tomu, že gradient se v čase zvětšuje, tak že signál je kódován vyššími hodnotami a obrazové rozlišení se zvětšuje. Abychom získali finální rozlišení, tak musíme sbírat data přes odpovídající prostor k-prostoru.

Při klasické MRI sekvenci je k-prostor vykreslován řádek po řádku (Obr.1.7.2a). Při každém RF excitačním pulzu je vykreslen jeden řádek surových dat v k-prostoru, tzn. data podél osy k_x a postupně jsou sekvenčně tyto řádky posunovány po ose y . Celkový zobrazovací čas závisí na době mezi jednotlivými excitacemi nebo-li době T_R (repetiční doba) a na počtu řádků. Celková doba pro získání obrazu je tedy závislá na době T_R na rozlišení a na jeho velikosti.[12]

2 Rychlé MRI metody

Jedná se o velmi zajímavou oblast v MRI. Rychlé zobrazovací techniky mají v MRI mnoho žádaných výhod, jako je například zvýšení efektivity. Rychlejší skeny pomáhají redukovat artefakty související s pohybem tkáně a problémy v MRI. Rychlost s jakou můžeme získat obrazy nám umožňuje sledovat uvnitř těla unikátní dynamické procesy. Jednou z nejvíce zajímavou aplikací je dynamická studie mozkové činnosti související se změnou krevního objemu (BOLD). Rychlé metody jsou tedy převážně vyvíjeny pro užití v medicíně. Nejdůležitější metody jsou hlavně *snapshot-FLASH*, FSE (Fast spin echo technique) a Echo planar imaging (EPI) techniky. [1]

2.1 Echo Planar Imaging - EPI

2.1.1 Co je to EPI?

EPI je jednou z nejefektivnějších metod v MRI. Nejdůležitější je, že se jedná o nejrychlejší metodu v MRI (100ms / řez), ale za to je limitována prostorovým rozlišením. Základními a rozhodujícími faktory jsou:

- A. excitační pulz
- B. kontinuální akvizice signálu v podobě gradientního "echo train"
- C. k získání celého nebo části k-prostoru (single shot nebo segmentovaná akvizice)
- D. čtecí a fázovací gradienty přizpůsobené k prostorovému kódování obrazu, s několika možnými způsoby vyplnění k-prostoru (s konstantním nepřepínaným gradientem, s přepínaným fázově kódovacím gradientem, spirální akvizice a podobně) [13]

EPI se označuje jako ultra-fast metoda a hlavní výhodou této metody je krátká doba vyšetření a zachycení neperiodických tělesných pohybů. Je to technicky velmi náročný experiment a je náchylný na artefakty. Artefakty mohou být způsobeny mnoha faktory, které mohou souviset s použitým hardwarem, experimentem nebo vzorkem. EPI je unikátní metodou v tom, že při jediném FID můžeme získat obraz za 30-100 ms.

EPI nebylo až do nedávna v klinické praxi a ve výzkumu tak široce používáno z důvodu technických limitů systémů. Jedná se o velmi náročnou metodu na zobrazovací hardware, jelikož jsou generována velká gradientní pole, která jsou přepínána s frekvencí kolem 1kHz. Další významnou nevýhodou je velká citlivost na artefakty, jenž mohou způsobit nezanedbatelné chyby v získaných obrazech. V posledních letech byl velmi významně vylepšen hardware pro generaci gradientních polí. Hlavně co se týče funkční studie mozku, tak hlavně díky tomuto je vývoj EPI metod velmi důležitý.

V MRM (Magnetic Resonance Microscopy) můžeme získat obrazy o velikosti od 10 do 100 mikronů. V praktických úvahách je velikost vzorku v průměru obvykle 1 až 50 mm. Malé voxely úzce souvisí s malým signálem a proto je výhodou větší základní pole, tzn. od 7T a výše. Měření na vyšších polích je do jisté míry pro nás výzvou, protože nehomogenity základního pole mohou velmi nepříznivě ovlivnit snímané obrazy, které pak nelze považovat za korektní. Vzhledem k tomu, že vzorky jsou velmi malé, je nutno také sestavit jim odpovídající gradientní cívečky. Výhodou těchto malých gradientních cíveček je to, že jsou více účinnější a nemají takové nároky na zesilovače.[10]

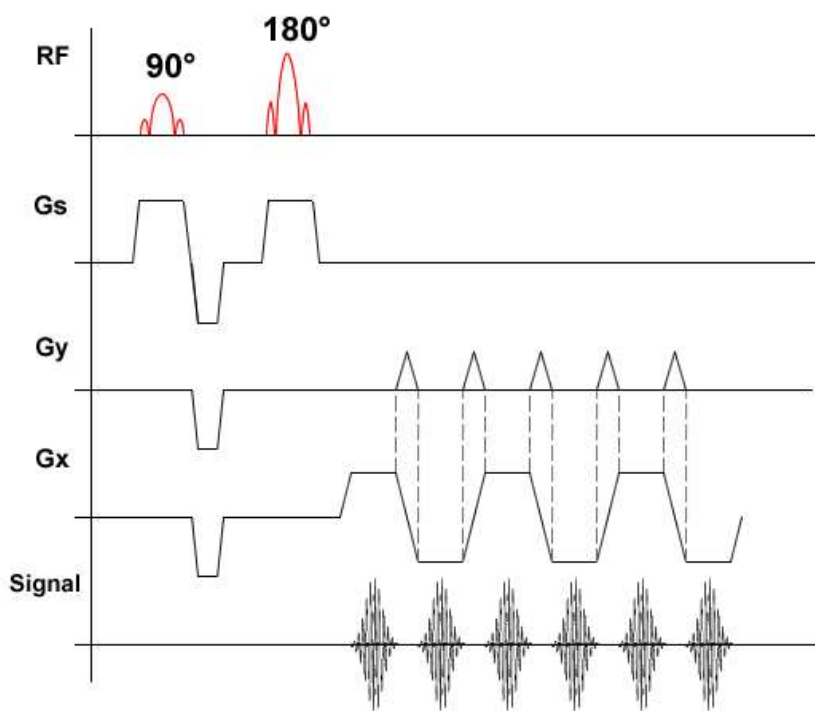
Existuje mnoho EPI sekvencí uváděných v odborné literatuře. Jde například o metody

FLEET (Fast Low-angle Excitation Echo planar Technique), která skenuje skrz k-prostor formou cik-cak; BEST (Blipped Echo planar Single-pulse Technique) metoda skenuje k-prostor pravouhlou cestou; MBEST (Modulus BEST) metoda je modifikovaná metoda BEST a je rychlejší než metoda FLEET; spin-echo MBEST metoda, v které se navíc zavádí 180° RF pulz, je charakteristická tím, že relaxační čas souvisí s homogenitou statického pole a jinými poruchami, které zvyšují příčnou relaxaci.[10][11]

Samozřejmě existují různé modifikace EPI sekvencí, ty se především liší "předpřípravou" před samotnou akvizicí. Dále se mohou lišit ve způsobu kódování dat v k-prostoru (2.1.1.D). Sekvence se dají měnit tak abychom si určili jak chceme data skládat například abychom redukovali artefakty v obraze.

2.1.2 Pulzní Sekvence

Na začátku EPI sekvence je aplikován počáteční RF pulz, který sklopí vektor magnetizace z podélné roviny do roviny příčné. Po sklopení dochází ale k rozfázování spinů, proto je aplikován další tentokrát 180° RF pulz jenž překlopí tyto spiny o 180° a dojde k tomu, že jsou všechny ve fázi. Následně jsou aplikovány gradienty opakovaně v kladné a záporné polaritě a během každého přechodu se aplikuje malý fázově kódovací gradientní pulz G_y (Obr.2.1.2).



Obr.2.1.2 Průběh EPI sekvence odpovídá průjezdu vektoru k-prostorem na Obr.1.7.2b. Gradient v ose x je rychle přepínán z kladné do záporné polarity. Pro přechod na každý další řádek se používá krátký fázovací gradient ve směru osy y. Můžeme tedy vidět frekvenční kódování v ose x a fázové kódování ve směru osy y. Gradient ve směru z označovaný také jako G_s slouží pro excitaci určitého řezu objektem.

Tento malý gradient má za následek to, že se moduluje spinová fáze tak, že vliv všech spinových signálů odpovídá hodnotám k-prostoru podél přímočaré cesty přes k-prostor zobrazovaného objektu (Obr. 1.7.2b). Jeden pulz gradientu G_x kóduje tedy jeden řádek k-prostoru. Gradientem G_s vybíráme určitý řez objektu.

Část sekvence může být "zapouzdřena" jako modul, který je nezávislý na RF pulzní sekvenci. Kontrast obrazu je určen především RF sekvencí než prostorovým gradientním kódováním.

Jestliže vektor gradientní funkce je definován vztahem,

$$G(t) = G_x(t)x + G_y(t)y, \quad (2.1.2.1)$$

kde $G_x(t)$ a $G_y(t)$ jsou časově proměnné gradienty, takže k-prostorový vektor můžeme definovat pak jako

$$k_i(t) = \int_0^t G_i(\tau) d\tau, \quad (2.1.2.2)$$

a $k_i(t)$ reprezentuje trajektorii v k-prostoru podél osy i . $G_i(t)$ je úroveň gradientu podél osy $i(x,y)$ jako funkce času. Pokud x reprezentuje bod v xy prostoru, tak přijímaný signál je dán vztahem [1][6]

$$s(k(t)) = \iint \rho(x) \cdot \exp(i2\pi k(t) \bullet x) dx, \quad (2.1.2.3)$$

kde \bullet vyjadřuje skalární součin dvou vektorů. Tato rovnice je reprezentací 2DFT. Změnou gradientů vhodným způsobem můžeme řídit jak body v k-prostoru získat.

2.1.3 Multishot Echo - Planar Imaging

Při single shot-echo je během jediné excitace pomocí RF získaná celá matice surových dat celého k-prostoru. Nicméně velikost získané matice není větší než 128x128 pixelů. Chceme-li dosáhnout vyššího rozlišení a zároveň chceme redukovat degradaci obrazu a ztrátu signálu při změnách susceptibility, tak to můžeme ke zlepšení použít multishot EPI. Při jedné excitaci získáme pouze určité množství dat k-prostoru a excitace jsou prováděny dokud nezískáme celou obrazovou matici. Zobrazovací doba je závislá na hlavně na délce selektivní excitace řezu (T_{SS}) a času k získání řady (N) k-prostorových linek, každá o délce T_{ACQ} :

$$T_{EPI} = T_{SS} + N \cdot T_{ACQ}. \quad (2.1.3.1)$$

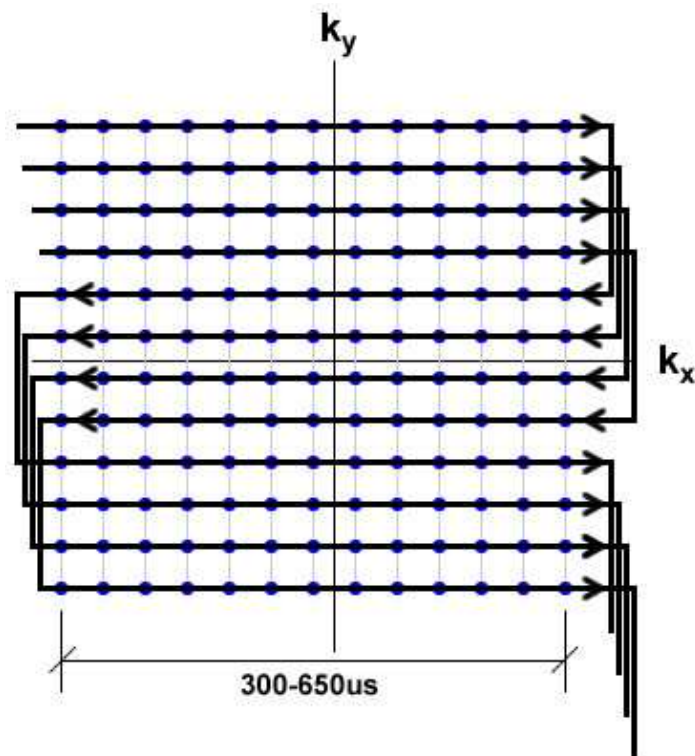
Během jednoho "shot-u" získáme několik k-řádků k-prostoru. K získání všech k-řádků je třeba několik těchto "shot-ů". Z čehož vyplývá, že k získání celkové zobrazovací doby je dáno počtem "shotů" M tedy vztahem

$$T_{CELK} = M \cdot \left(T_{SS} + N \cdot \frac{T_{ACQ}}{M} \right) = M \cdot T_{SS} + N \cdot T_{ACQ} = T_{EPI} + (M - 1) \cdot T_{SS}. \quad (2.1.3.2)$$

Dejme tomu, že máme matici 128x128 pixelů a T_{ACQ} je kolem 0,5 ms a T_{SS} kolem 1,5 ms, tak při frakční akvizici k-prostoru získáme 70 řádků. V tomto příkladu je tedy doba single-shot zobrazovací doby 36,5 ms ($1,5 + 70 \times 0,5$). Pro 4 shot-EPI sekvence (v tomto případě) je zobrazovací čas pouze o 4,5 ms delší a narušení obrazu je redukováno

čtyřikrát. Hustota toku je také redukována s počtem "shotů". Proto, zvětšíme-li počet "shotů" redukuje se tak ztráta signálu v přítomnosti turbulence. [6]

K nevýhodám multishot EPI dochází v situacích když T_1 váhování je nežádoucí. Nevýhodou multishot EPI je náchylnost na artefakty způsobené pohybem. Průběh vektoru k-prostoru při multishot EPI je zobrazen na Obr.2.1.3.



Obr.2.1.3 Průběh Multishot EPI sekvence

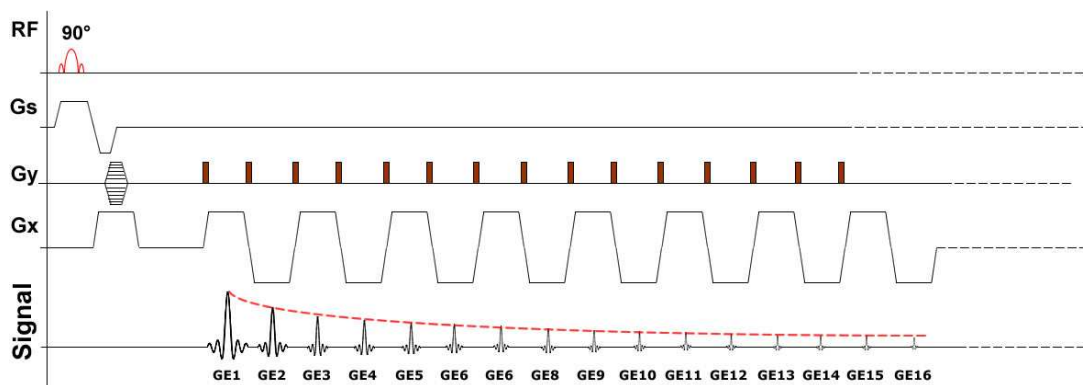
2.1.4 Předpříprava a kontrast

Kontrast při EPI sekvencích je determinován excitačním pulsem a možnou přípravou magnetizace. Existují možné způsoby: [13]

- GE-EPI: jeden excitační RF pulz, bez "přípravy" -> T_2^* váhovaný
- SE-EPI: pár 90° - 180° pulzů (typu spinové echo) -> T_2 váhovaný
- IR-EPI: inverzní 180° pulz to "připraví" vektor magnetizace než je aplikován RF pulz -> T_1 váhovaný
- DW-EPI: (předpříprava pro difúzní váhování)

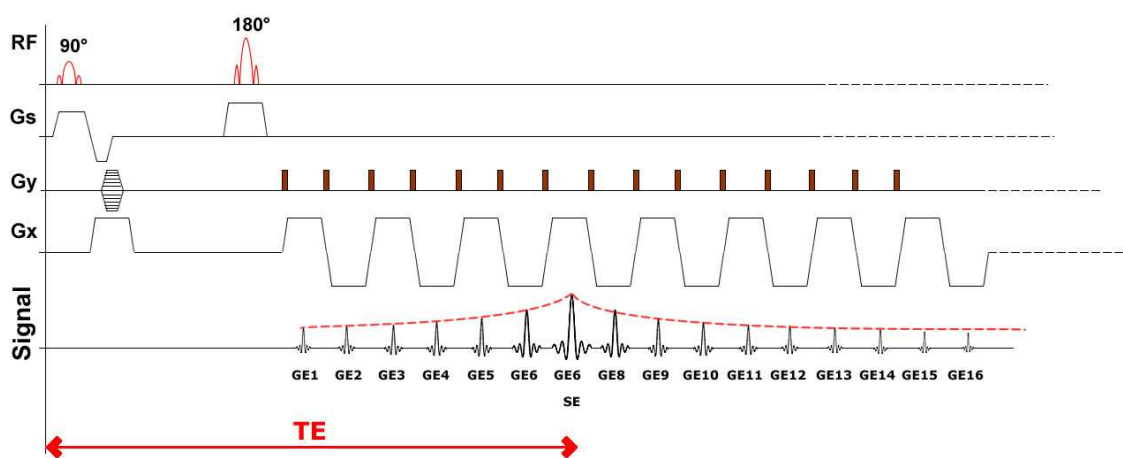
Na obrázcích níže jsou znázorněny jednotlivé EPI sekvence, v našem případě se jedná o sekvence Blipped EPI. Jde o to, že fázovací gradient je zapínán pouze v době změny polarity čtecí gradientů (Obr.GE,SE,DW-EPI-nonblipped). Potom existuje varianta s kontinuálním fázovacím gradientem, tzn. po celou dobu vyplňování k-prostoru je zapnut fázovací gradient. To má samozřejmě za následek i mírně odlišný vliv jak je vykreslován k-prostor.

2.1.4.1 GE-EPI



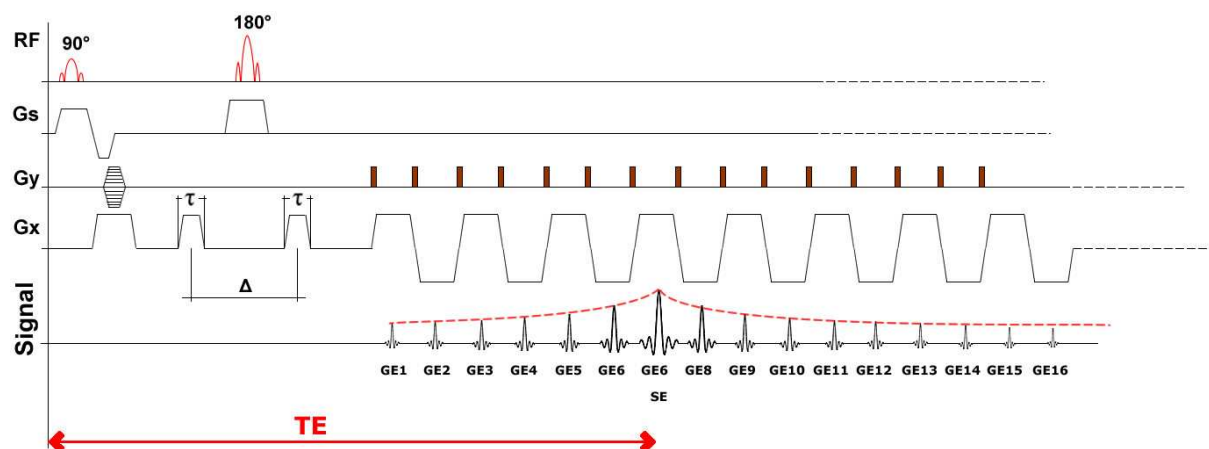
Obr.2.1.4.1 Průběh GE-EPI sekvence

2.1.4.2 SE-EPI



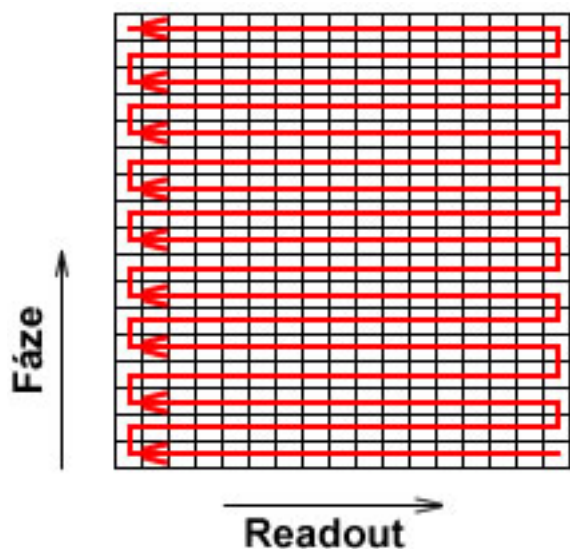
Obr. 2.1.4.2 Průběh SE-EPI sekvence

2.1.4.3 DW-EPI

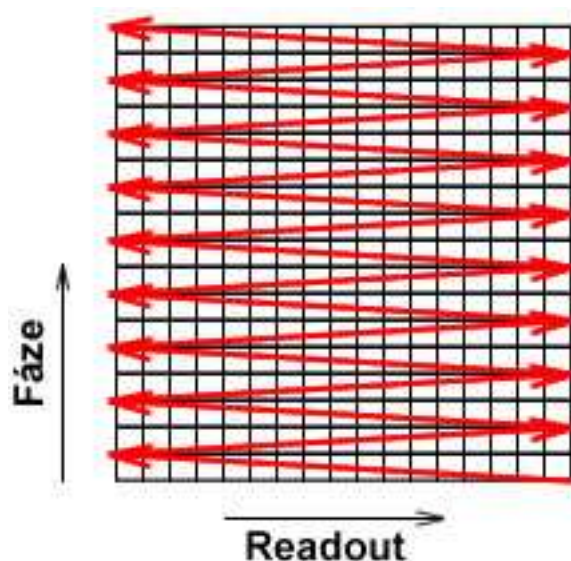


Obr. 2.1.4.3 Průběh DW-EPI sekvence

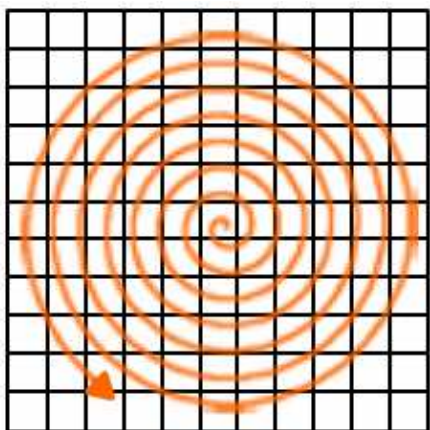
Jak již bylo uvedeno výše, tak k-prostor může být vykreslován po několika možných trajektoriích, které jsou závislé na fázovacím a také i na readout gradientu. Kromě Blipped a Non-blipped EPI existuje i spirální EPI. Následující obrázky popisují jak mohou být data do k-prostoru zapisována.



Obr. 2.1.4.4 Zápis dat při Blipped-EPI



Obr. 2.1.4.5 Zápis dat dok-prostoru při Non-Blipped-EPI



Obr. 2.1.4.6 Zápis dat při Spirálním EPI [13]

Představíme-li si echo vlak a kontinuálně měnící se readout gradienty, které se mění střídavě, tak dochází k zápisu dat do k-prostoru zleva do prava a zpět směrem nahoru s každým echem. To znamená, že data jsou zapisována, tzv. "cik-cak". V případě spirálního EPI fázovací a readout gradient má tvar rostoucí sinusoidy.

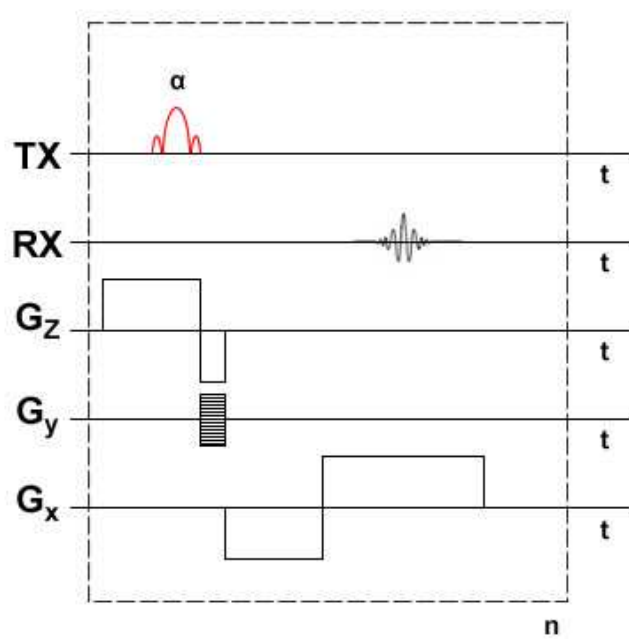
2.2 snapshot-FLASH

Tato měřicí metoda vychází ze sekvence FLASH (Obr.2.2), ale jedná se o její zrychlenou verzi. Je pouze získáváno tolik vzorků z příčné magnetizace podle potřeby obrazového rozlišení. Zbývající příčná magnetizace je odstraněna crusher gradienty, takže další následující sken může být proveden okamžitě. Sklápěcí úhel selektivního pulzu je optimalizován pro maximální podélnou magnetizaci. Protože doba celého měření je kratší než doba T_1 .

Nehledě na relaxaci T_1 během experimentu, celková příčná magnetizace je rovna součtu všech úrovní M_{x0} jednotlivých FID signálů. Pro snapshot-FLASH obrázek o N řádcích je to tedy pak

$$\sum_{n=1}^N M_{x0}(n) = M_0 \sin \alpha \sum_{n=1}^N \cos^{n-1} \alpha. \quad (2.2.1)$$

Z rovnice (2.2.1) pak můžeme usoudit, že optimální sklápěcí úhel α_{OPT} může být získán jako funkce počtu řádků N obrazu. Po každém pulzu je zbývající z magnetizace menší než předchozí. Pak tedy, příčná magnetizace generována každým dalším pulzem je redukována. Stejně jako ve FLASH sekvenci je každý řádek obrazu získán s každým dalším excitačním pulzem. Proto tato metoda vykazuje malou citlivost vůči efektivní relaxační době T_2^* . Zejména ji můžeme použít v případě, že T_2^* je krátké. Při EPI vyžadujeme delší dobu T_2^* , protože celý obraz musíme nasnímat v kratší době než je tato.[6]



Obr.2.2 Časový diagram 2D FLASH sekvence pro rychlé zobrazování

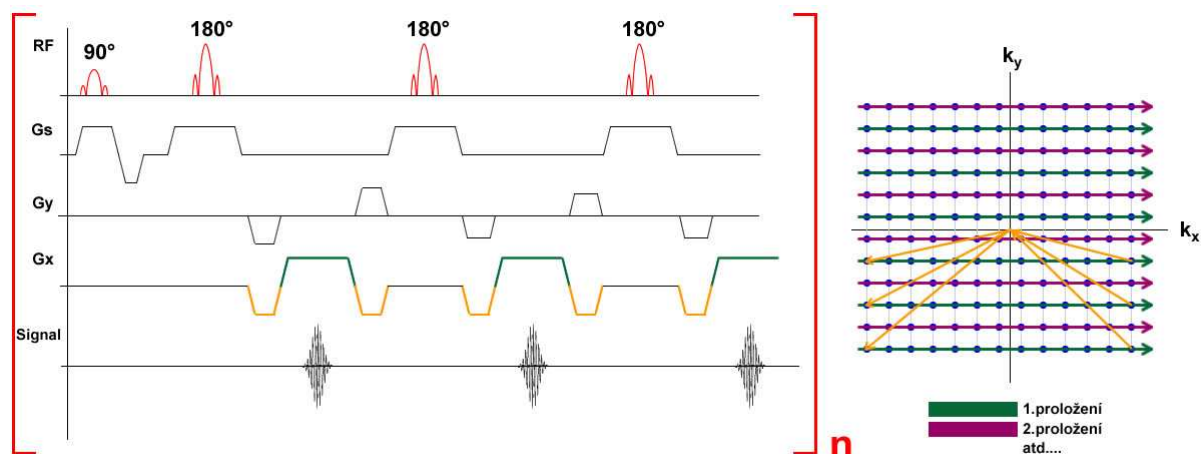
2.3 FSE - Fast Spin Echo sekvence

Sekvence FSE je charakterizována tím, že je aplikována série rychlých 180° RF pulzů, které dávají do fáze vektor magnetizace v příčné rovině a vznikem vícenásobných ech. Pro každé echo se mění fázově kódovací gradient. Mezi každými dvěma echo v ETL (Echo Train Length) je definovaný čas TE (time echo).

Echa uprostřed k-prostoru (v případě lineární k-prostorové akvizice) vytvářejí typ obrazového kontrastu a okraje k-prostoru určují prostorové rozlišení. Například, poslední echa T_2 váhovaného obrazu jsou kódovány ve střední části k-prostoru. Kontrast T_1 a PD (proton density-protonová hustota) jsou získány rannými echy.

Na začátku každé sekvence je tedy aplikován 90° RF pulz, který sklápí výsledný vektor magnetizace do příčné roviny a poté dojde k aplikaci 180° RF pulzu, který dá vektor magnetizace do fáze, jak je uvedeno výše. Poté se objeví echo a během je zapnut readout gradient. Tím získáme jeden řádek k-prostoru.

Výhodou této techniky je, že doba trvání například při turbo spin echo turbo factor / ETL o velikosti 8 je doba skenování osmkrát kratší. Při váhování T_1 nebo PD je určitý limit pro délku použitého ETL (například pro T_1 váhovaný obraz je ETL někde mezi 3 až 7). Máme-li příliš dlouhý ETL v kombinaci s krátkým časem TE , tak výsledkem je pak rozostření a ztráta kontrastu obrazu. Z tohoto důvodu se tedy nejvíce v této metodě uplatňuje čas T_2 .



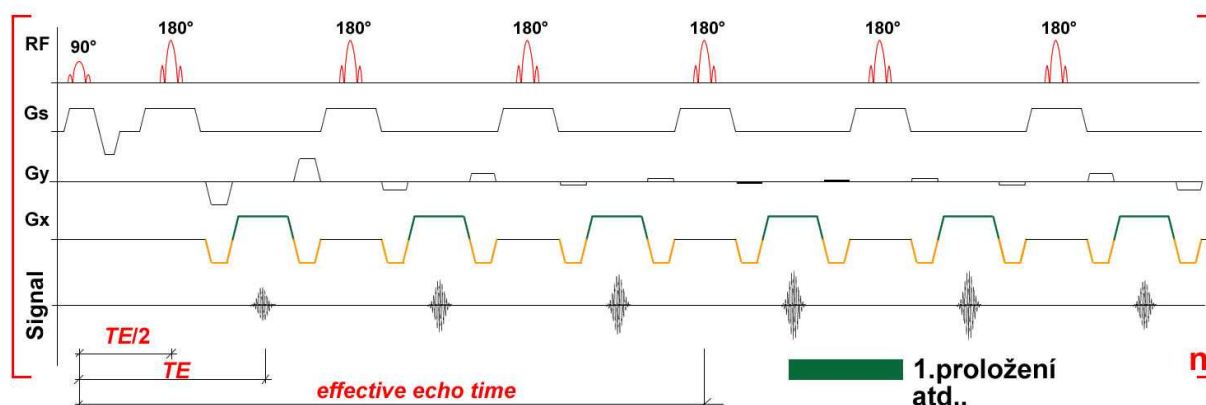
Obr.2.3.1 Průběh sekvence FSE a způsob skládání dat do k-prostoru. Po aplikaci 180° RF pulzu se objeví echo, při kterém běží readout gradient. Před readout gradientem je aplikován fázovací gradient, který posune k-vektor na daný řádek k-prostoru. Po zakódování řádku se vektor vrací do počátku k-prostoru. Dojde k aplikaci dalšího 180° RF pulzu, k-vektor je přesunut na další pozici pomocí fázového gradientu, atd.

Při T_2 váhovaných obrazech pro metodu FSE jsou voda a tuk vysoce senzitivní. A to protože, že řada 180° RF pulzů snižuje spin-spinové interakce v tuku a zvětšuje dobu T_2 rozpadu signálu. Fast spin echo (FSE) sekvence ve většině případů nahrazují klasické T_2 váhované spin-echo sekvence používané v medicíně. Sekvence rychlého spinového echa (FSE) redukuje akviziční dobu a umožňuje T_2 váhované breath hold (viz.slovník) zobrazování, např. pro aplikaci v horních partiích břicha.

V případě, že máme akvizici dvou ech tak tento typ sekvence se nazývá double fast spin

echo/dual echo sekvence. První echo je obvykle váhovaný obraz podle protonové hustoty a druhé je pro T_2 váhovaný obraz. Při zobrazování pomocí fast spin echo sekvence se používá více T_2 váhovaných obrazů, protože je těžké získat správné hodnoty obrazu váhované obrazu dle protonové hustoty. Pro dual echo zobrazování s váhovaným obrazem dle protonové hustoty se repetiční doba TR pohybuje mezi 2 až 2,4 s s krátkým ETL. [9][14]

Důležitými parametry při nastavování sekvence fast spin echo (FSE) jsou tedy echo train length (ETL), velikost času TE a z něj plynoucí efektivní echo(effective echo time) čas jenž by měl být celým násobkem TE (jeho velikost může být tedy rovna součinu ETL a TE) a velikost obrazu.



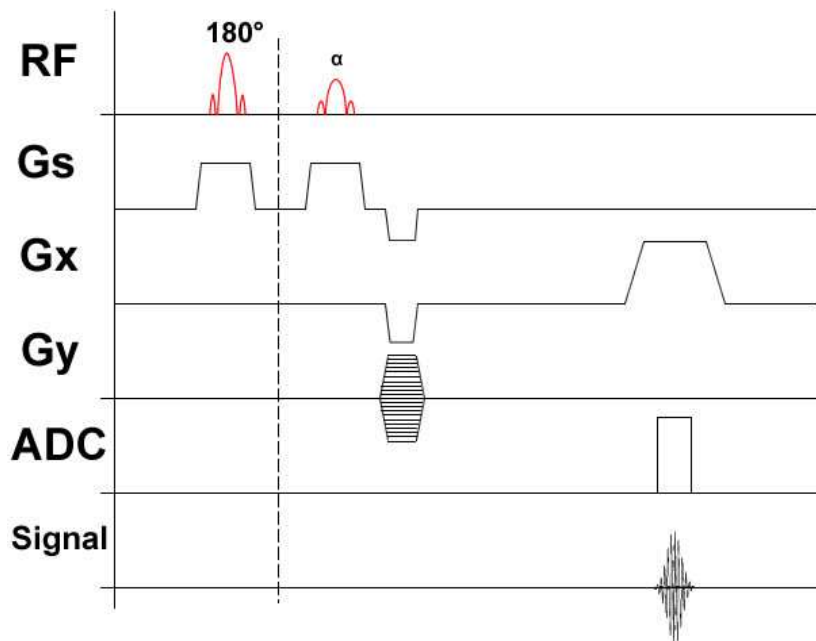
Obr.2.3.2 Příklad pro sekvenci FSE s ETL=6. Sekvence je opakována dokud nedojde k nasbírání všech dat celého k-prostoru.

2.4 Ultrafast Gradient Echo (Ultrafast GRE)

Při jednoduchém velmi rychlém GRE jsou časy TR a TE tak krátké, že tkáňe mají pak špatný signál a ještě důležitější je špatný kontrast s výjimkou použití kontrastní zesilovací látky (angiografie se zvýšeným kontrastem). Proto je magnetizace "připravena" během přípravného modulu nejčastěji inicializačním 180° inverzním pulzem.

Na (Obr.2.4) je zobrazena ultrafast gradient echo sekvence. Inverzní 180° RF pulz je aplikován jednou (vlevo od čáry), pravá strana reprezentuje sběr dat a ten je opakován v závislosti na akvizčních parametrech. Ultrafast GRE sekvence má krátké časy TR , TE , malý sklápěcí úhel a TR je tak krátký, že akvizice obrazu je kratší než 1 sekunda a běžně je menší než 500 ms. Obecně je $TR = 3$ až 5 ms, $TE = 2$ ms a sklápěcí úhel je kolem 5° . Takovéto sekvence jsou často označovány předponou "Turbo" jako TurboFLASH, TurboFFE a TurboGRASS.

Na rozdíl od standardní inversion recovery (IR) sekvence jsou všechny řádky nebo podstatné části k-prostoru získány po jednom inverzním pulzu. Data mohou být rozdělena do několika segmentů (shot-y). Toto je velmi užitečné při snímání srdce, kde získání všech řádků k-prostoru může trvat delší dobu a vzhledem k cyklu srdeční činnosti to umožňuje získat adekvátní časové rozlišení. Získáme-li několik řádků po jediném pulzu, tak se jedná o pulzní sekvenci typu gradient echo EPI.[9]



Obr.2.4 Průběh sekvence Ultrafast gradient echo (Ultrafast GRE)

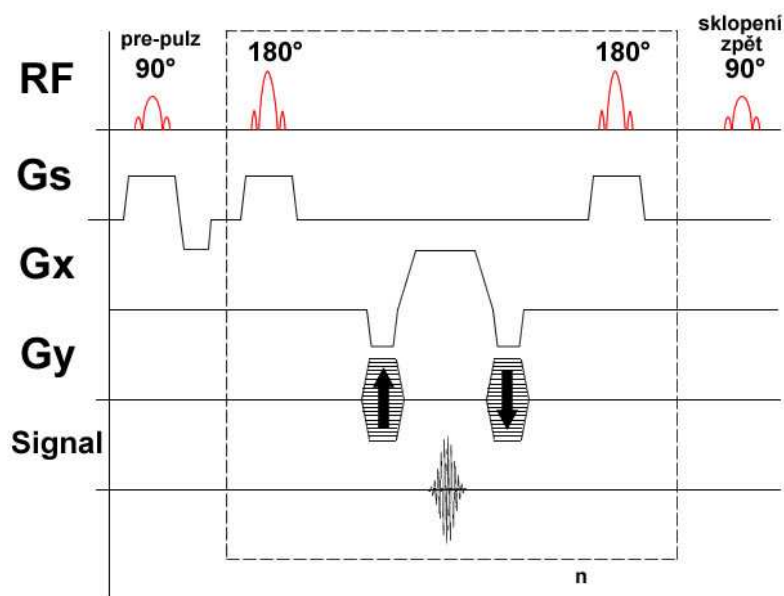
Význam gradientů Gx, Gy a Gs je opět stejný jako v předchozích případech.

2.5 FISP (Fast Imaging with Steady Precession) sekvence

Jedná se o koherentní metodu jenž užívá "fully balanced gradient waveform". Kontrast ve FISP je určen poměrem T_2^*/T_1 a většinou v závislosti na době TR . Díky relativní necitlivosti akvizice na rychlý pohyb přispívá ke spolehlivosti této metody, dokonce i u pacientů jež mají problémy s dýcháním. Nedávné zlepšení gradientního hardware vedlo ke zkrácení minimální doby TR . To v kombinaci s lepší regulací pole a SNR (signal noise to ratio) umožnilo využití FISP pro celé tělo pacienta. Nejčastěji jsou obrazy T_2^* váhované, protože užitím ultrakrátkých TR dob je T_1 téměř nemožné použít. Jednou z aplikací je použití v srdeční CINE MR s vysokým srdečním-krevním kontrastem. Prostorové a časové rozlišení této techniky může být podstatně vylepšeno. Kontrast založený na poměru T_2^*/T_1 není dostatečně vysoký v měkkých tkáních. Chceme-li získat kontrast T_1 , tak je nutné použít kontrastní agenty ke zkrácení T_1 . To je užitečné pro anatomické vymezení mozkových nádorů a normální struktury mozku. Se zvýšením SNR a s minimálním časem TR dochází ke zlepšení účinků při zobrazování děložního svalů. FISP je velmi vhodná technika v srdeční MRI. Zobrazovací doba je kratší a kontrast mezi krví a srdečním svalem je vyšší než u metody FLASH.

Tato metoda je velmi podobná FLASH sekvenci s výjimkou "spoiler" pulzu, který je odstraněn. Výsledkem je, že je přítomná zbytková magnetizace v době dalšího RF pulzu a ta je také zahrnuta do rovnovážného stavu. Při FISP se používají RF pulzy, které se mění ve znaménku. Protože je během doby RF pulzu přítomna zbývající magnetizace, RF pulz sklopí spiny o méně než stupeň od podélné osy. S malým sklápěcím úhlem souvisí malá podélná magnetizace, která je vesměs ztracena a kontrast obrazu je téměř nezávislý na T_1 . Pokud použijeme velmi krátké doby TE (s repetiční dobou TR v rozsahu 20-50ms a sklápěcí úhel v rozmezí cca 30° až 45°), tak eliminujeme efekt T_2^* , tak že obraz je váhován pomocí protonové hustoty. Zvětšujeme-li sklápěcí úhel, tak kontrast obrazu se stává samozřejmě závislejší na T_1 a T_2^* . FISP vykazuje velké rozdíly v kontrastu sekvencí typu FLASH, to je díky

velkým sklápěcích úhlům a krátkým dobám TR . T_1 se používá pro ortopedické zobrazování, 3D MPR (Multi-planar resolution), kardiografie a angiografii. [1][9]



Obr.2.5 Pulzní frekvence FISP

Průběh gradientu G_y je při každém opakování jiný, lépe řečeno jeho velikost.

3 Experimentální část

Následující experimentální část rozebírá vlastnosti rychlého MRI proti klasickým MRI měřicím metodám. Jako jedna z rychlých metod je vybrána metoda rychlého spinového echa (FSE). Tato metoda není tak náročná na gradientní hardware, tak jako je např. EPI. Je především porovnáván kontrast a poměr signál šum a dále subjektivní kvalita obrazu. Pokus byl prováděn na fantomu modré vody s rychlým relaxačním časem.

V kapitole 3.1 je velmi podrobně popsán algoritmus pro správné seskládání dat, která získáme z tomografu, do k -prostoru.

Experiment byl prováděn na Multinukleární spektrometru/tomografu 4.7T/200mm (Přístrojový celek zahrnující supravodivý magnet 4.7 T (Magnex), gradientní a korekční systém (Magnex), RF zesilovač (Kalmus), proudové zesilovače gradientního systému (Techron), RF a řídicí elektroniku a konzolu (ÚPT)) [15] na ústavu přístrojové techniky, akademie věd ČR.

3.1 Algoritmus pro seskládání dat u metody FSE

Metoda FSE se liší oproti konvenčnímu SE, tím, že je urychlena o určitý faktor. Tento faktor je limitován dobou T_2 měřeného vzorku[1]. Tento faktor určuje parametr ETL, který dokáže velmi významným způsobem urychlit měření. Rychlost měření je v dnešní době důležitá a v případech velkého množství snímků je to nezanedbatelný parametr. Máme-li tedy $ETL = 8$, tak měření je 8 krát rychlejší než při SE, apod. Samozřejmě data jsou také jiným způsobem skládána při metodě FSE než při SE. Způsob zápisu dat do k -prostoru ovlivňují 3 významné parametry. Jejich vzájemný poměr určuje jakým způsobem jsou data "zapisována" do k -prostoru. Tyto významné parametry jsou, ETL, dále pak TE a ETE .

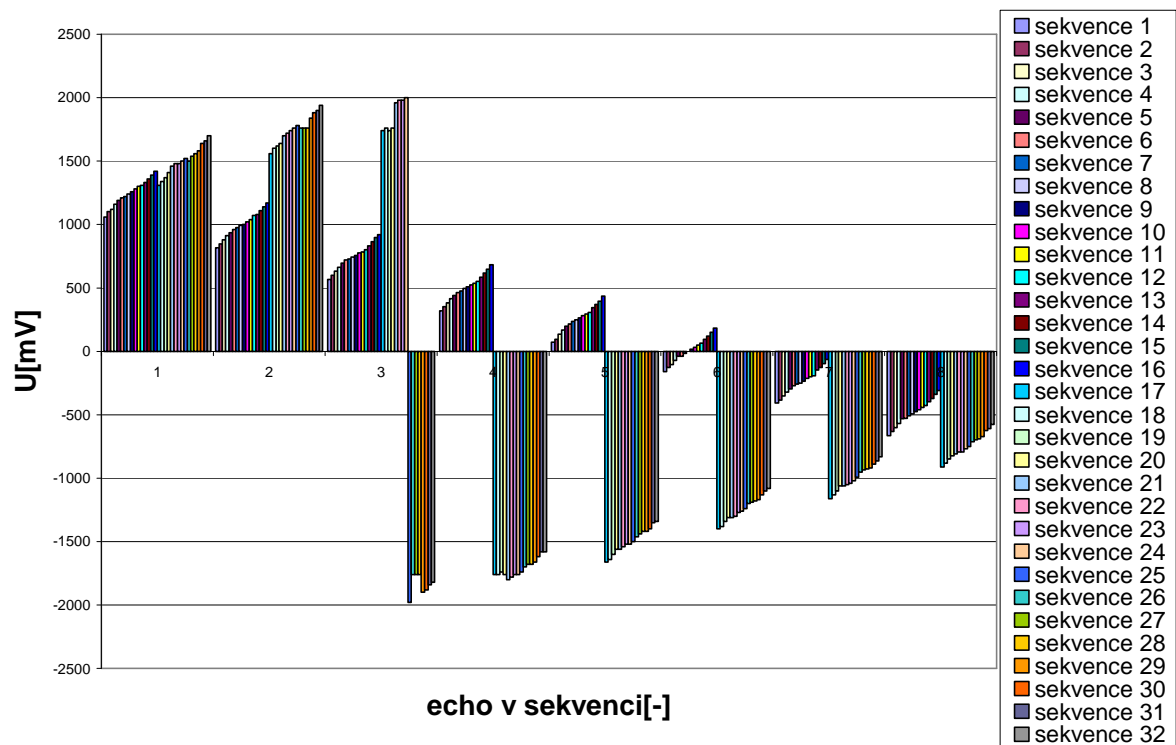
3.1.1 Fázovací gradienty

Data jsou u každé systému skládána různě a proto bylo nutné zjistit hodnoty fázovacích gradientů. Data jsou ihned po akvizici skládána za sebou. Jeden řádek (nebo sloupec, závisí na tom jaký směr zvolíme pro fázi) vždy odpovídá jednomu echu. Z těchto hodnot pak byla zjištěna pro fázovací gradient, který je v určitém pořadí, jeho úroveň. Úroveň odpovídá pak pozici řádku v k -prostoru. Měření bylo provedeno pro nastavení: $ETL = 8$, $TE = 13 \text{ ms}$, $ETE = 65 \text{ ms}$ a $NV = 256$.

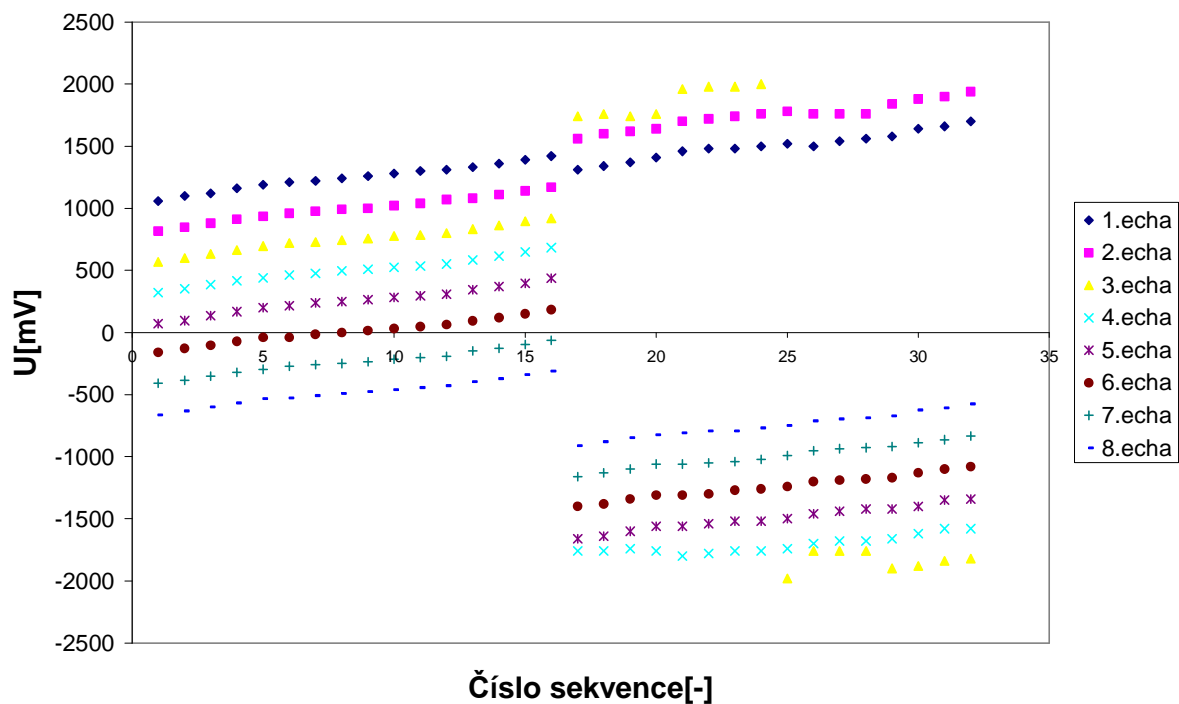
číslo sekvence	pořadí echa v sekvenci							
	1	2	3	4	5	6	7	8
	[mV]							
1	1060	816	568	320	72	-160	-408	-664
2	1100	848	600	352	96	-128	-384	-632
3	1120	880	632	384	136	-104	-352	-600
4	1160	912	664	416	168	-72	-320	-568
5	1190	936	696	440	200	-40	-296	-532
6	1210	960	720	464	216	-40	-272	-528
7	1220	976	728	476	238	-16	-258	-508
8	1240	992	744	496	248	0	-250	-492
9	1260	1000	756	508	264	15,8	-236	-476
10	1280	1020	776	524	282	31,8	-214	-460
11	1300	1040	784	536	296	48	-202	-444
12	1310	1070	800	552	308	64	-192	-428
13	1330	1080	832	584	344	94,4	-148	-396
14	1360	1110	864	616	370	120	-127	-372
15	1390	1140	896	648	396	150	-96	-340
16	1420	1170	920	684	436	184	-63	-310
17	1310	1560	1740	-1760	-1660	-1400	-1160	-912
18	1340	1600	1760	-1760	-1640	-1380	-1130	-880
19	1370	1620	1740	-1740	-1600	-1340	-1100	-848
20	1410	1640	1760	-1760	-1560	-1310	-1060	-824
21	1460	1700	1960	-1800	-1560	-1310	-1060	-808
22	1480	1720	1980	-1780	-1540	-1300	-1050	-792
23	1480	1740	1980	-1760	-1520	-1270	-1040	-792
24	1500	1760	2000	-1760	-1520	-1260	-1020	-768
25	1520	1780	-1980	-1740	-1500	-1240	-992	-750
26	1500	1760	-1760	-1700	-1460	-1200	-952	-712
27	1540	1760	-1760	-1680	-1440	-1190	-936	-696
28	1560	1760	-1760	-1680	-1420	-1180	-928	-688
29	1580	1840	-1900	-1660	-1420	-1170	-920	-672
30	1640	1880	-1880	-1620	-1400	-1130	-888	-624
31	1660	1900	-1840	-1580	-1350	-1100	-864	-608
32	1700	1940	-1820	-1580	-1340	-1080	-832	-576

Tab. 3.1.1 Měřené úrovně fázovacích gradientů

Z měřených hodnot v tabulce 3.1.1.1 lze vidět, že každý fázovací gradient má jinou úroveň napětí než ostatní. Rozsah napěťových úrovní se pohybuje v rozmezí od -1980 mV do 2000 mV.



Obr. 3.1.1.1 Napěťové úrovně jednotlivých ech v sekvencích k získání celého k-prostoru



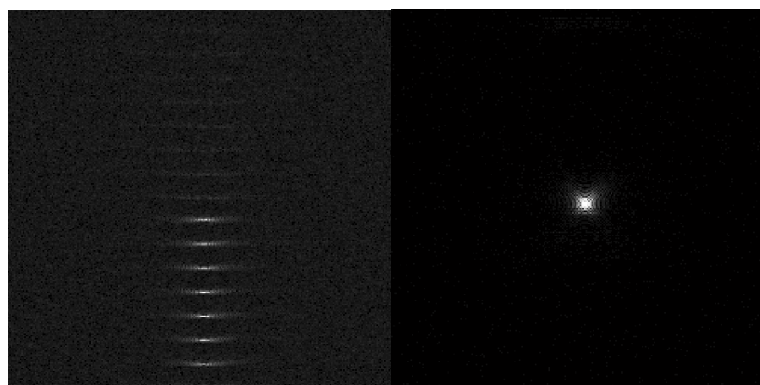
Obr. 3.1.1.2 Umístění jednotlivých řádků v k-prostoru, kde napěťová úroveň určuje umístění jednotlivých řádků v k-prostoru

3.1.2 Zpracování dat

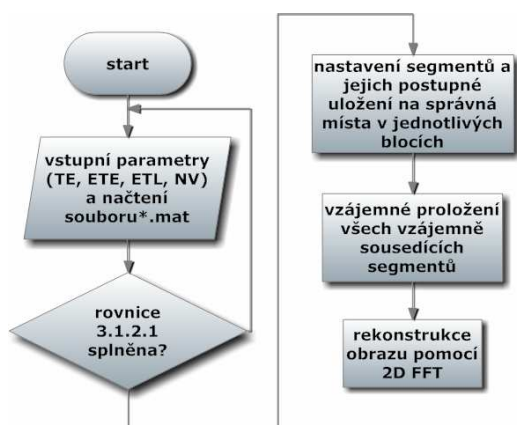
Důležitou roli při skládání dat do k -prostoru hraje poměr ETE/TE , z čehož vyplývá i to, že pro různé poměry budou i data odlišně skládána, viz příklad na Obr. 3.1.2.1. Proto byl z tohoto důvodu vytvořen algoritmus pro jejich korektní poskládání (*fse.mat*, zdrojový kód je uveden v příloze). Vstupní parametry musí splňovat tyto podmínky,

$$(ETE \bmod (TE \cdot 4) = 0) \wedge \left(\frac{ETE}{TE} \leq ETL \right) \wedge (NV \bmod (ETL \cdot 4) = 0), \quad (3.1.2.1)$$

kde NV je velikost obrazu ve fázově kódovacím směru a \bmod je operace modulo. Algoritmus lze rozdělit na 3 části, viz Obr. 3.1.2.2. První část má za úkol přeskládání do bloků, které jsou tvořeny segmenty o velikosti $NV/(2 \cdot ETL)$ řádků. Počet segmentů tvořící blok kolem středu k -prostoru je dán počtem ech v sekvenci, tedy velikosti ETL . Počet segmentů dalších dvou bloků (horní a spodní) je dán poměrem ETE/TE . V druhé části dochází k vzájemnému proložení každých dvou sousedících segmentů. Počet proložených řádků na hranici každého segmentu je roven $[NV/(2 \cdot ETL)]/4$. Tímto získáme korektní data, které pak v poslední části transformuje v tomto případě pomocí 2D rychlé Fourierovy transformace (2D FFT).



Obr. 3.1.2.1 Snímaná MRI data před algoritmem a po algoritmu před samotnou 2D FFT. Velikost obrazu 256x256 bodů.

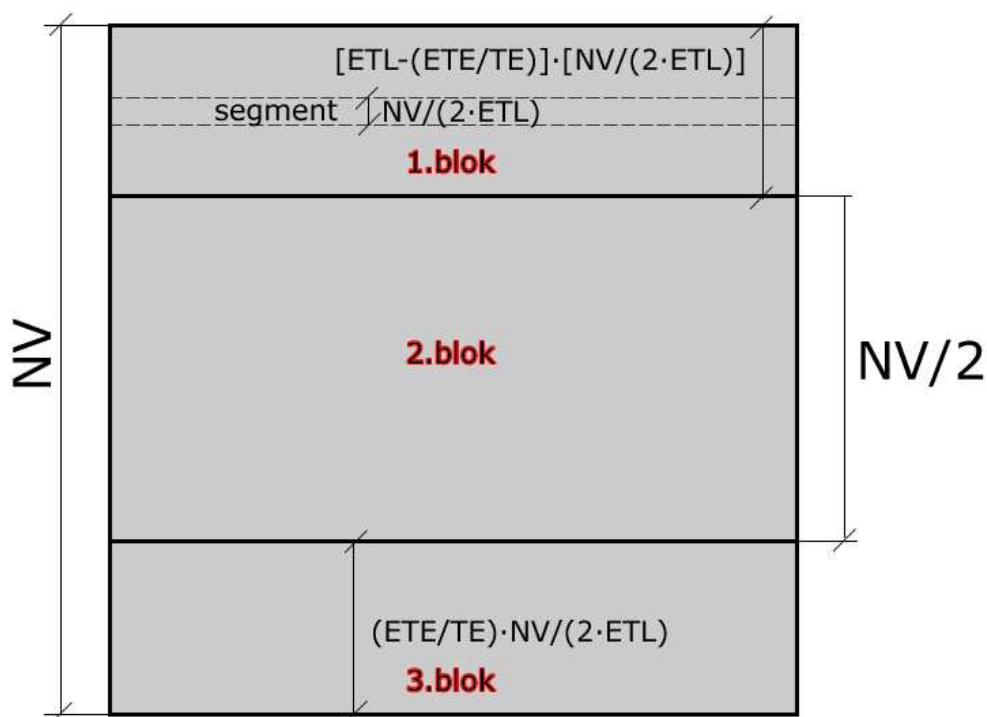


Obr. 3.1.2.2 Zjednodušený vývojový diagram algoritmu pro přeskládání dat a jejich vykreslení.

S rostoucím rozlišením roste i samozřejmě objem zpracovávaných dat, tím pádem i časová náročnost výpočtu. Algoritmus je psaný v prostředí matlab (v. R2006a). Před samotným zpracováním dat je nutno tyto data převést z formátu .mrd do formátu .mat. K tomuto převodu byl použit program Marevisi (v.8.2).

3.1.3 Popis a algoritmus programu

Z naměřených gradientů bylo zjištěno jakým způsobem se data skládají do k -prostoru. Toto pravidlo pak lze aplikovat na všechny obrazy s různými parametry. Jak již bylo uvedeno v předchozí kapitole, tak lze program rozdělit na 3 části. Po vyhodnocení, zda vstupní parametry splňují podmínky uvedené v rovnici 3.1.2.1, dojde k postupnému vyplnění jednotlivých bloků, jak lze vidět na obrázku 3.1.3.1.



Obr. 3.1.3.1 Základní rozdělení k -prostoru. Velikost druhého bloku lze také definovat jako $ETL \cdot [NV / (2 \cdot ETL)]$.

Je nutno zdůraznit, že při převodu z formátu *mrd* do formátu *mat* dojde k "převrácení dat", tzn. 1 řádek za poslední, druhý za předposlední, atd. S těmito daty pak celý program pracuje.

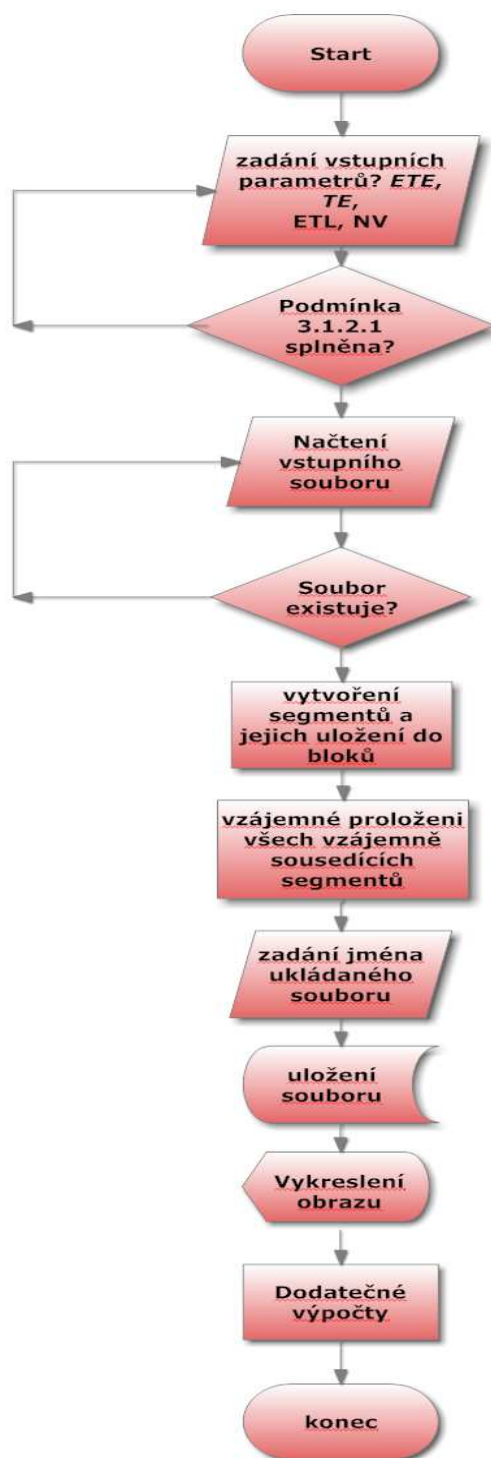
Jak již bylo zmíněno, algoritmus je přizpůsoben na obrazy, které jsou ve vertikálním směru kódovány fázovacím gradientem G_y a v horizontálním směru čtecím gradientem G_x . Program se spouští v *Command Window* aplikace Matlab. Po spuštění programu jsme vyzváni k zadání 4 parametrů, které již byly uvedeny výše: TE , ETE , ETL , NV a dále pak název zpracovávaného datového souboru s příponou *mat* a výběr zda chceme výsledné obrazy v barvě nebo černobíle. Zadávání vstupních parametrů lze vidět na obrázku 3.1.3.2.

Při chybně zadaných parametrech vyskočí informace o špatně zadaných parametrech. Mohou nastat tři případy chyb. Není-li splněna jedna z uvedených podmínek v rovnici 3.1.2.1, tak dojde k hlášení o chybě a program nás vyzve, abychom znovu parametry zadali správně. Samozřejmě již ve fázi měření je nutno tyto kritéria dodržet. Jednotlivé poměry a jejich vliv na obraz lze vidět v kapitole 3.2.

Páteří programu je pak skládání jednotlivých bloků, které jsou tvořeny ze segmentů. Skládání každého bloku je tvořeno dvojitým vnořeným cyklem **for** s podmínkou na začátku. Kdy vnitřní smyčka obstarává plnění segmentů a vnější smyčka prakticky určuje kolik segmentů je v daném bloku.

```
Command Window
```

```
.....  
Algoritmus pro zpracování dat z metody Fast Spin Echo  
.....  
  
#####  
Autor: Korinek Radim  
#####  
  
-----  
Zadani hodnot  
-----  
  
!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!  
Pozor: 1) Effective Echo Time musí být násobkem Base Echo Time  
       2) Poměr Effective Echo Time a Base Echo Time nesmí být větší než je počet ech v sekvenci  
       3) Musí platit rovnost  $(no\_views / (views\_per\_seg * 4)) = x$   
          no_views: rozliseni obrazu, napr. pokud máme obraz 128x128, tak zadáme pouze 128  
          views_per_seg: pocet ech pri sekvenci  
          kde x nalezi do oboru celých kladných čísel  
  
Base Echo Time (TE): 13  
Effective Echo Time (ETE): 52  
Echo Train Length-ETL (počet ech v jedné sekvenci): 8  
velikost obrazu (NV): 256  
*****  
Jmeno souboru prelozeného z formátu *.MRD do formátu .mat (abcd.mat)  
Soubor: TE52.mat  
*****  
zapnout barvu? 1=ano,0=ne: 0|
```



Obr. 3.1.3.3 Vývojový diagram programu fse.mat

3.2 FSE - Fast Spin Echo sekvence

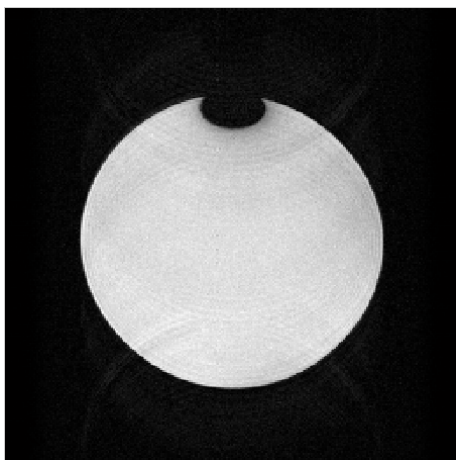
U této metody je také podrobně porovnáván vliv poměru časů TE (time echo) a efektivního echo času (dále jen ETE) na kvalitu snímaného obrazu vlastní metody FSE. Vzhledem ke skutečnosti, že ke každému jinému nastavení (TE a ETE) bylo nutné hrubé data (raw data) přeskládat pomocí programu "tgen" (součást softwarového vybavení, který slouží na vytvoření potřebné tabulky, dle které jsou pak data správně poskládána). Tento způsob je však příliš

zdlouhavý a hlavně neobjasňuje jak jsou data skládána. Proto byl vytvořen algoritmus (**fse.mat**, popsáný v kapitole 3.1) v prostředí Matlab (verze: MATLAB R2006a) pro správné poskládání hrubých dat do k-prostoru.

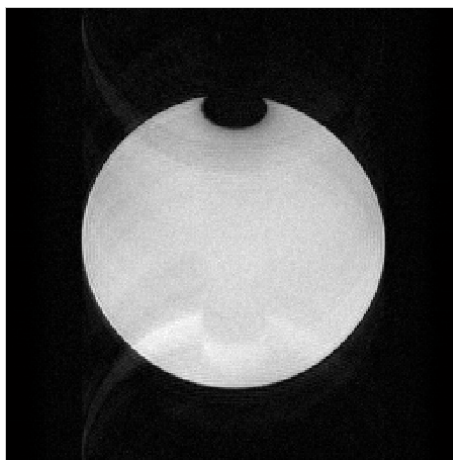
3.2.1 Měřené obrazy metodou FSE

Měřené obrazy byly získány pro nastavení $ETL = 4, 8$ a 16 ech a s příslušnými časy ETE , které samozřejmě musí splňovat podmínky uvedené v rovnici 3.1.2.1 v kapitole 3.1.2. Jak tedy vyplývá pro časy jež jsou celočíselnými násobky TE . Ostatní parametry zůstaly nezměněny jako jsou např. vzorkovací kmitočet, TR , velikost obrazu, FOV, atd.

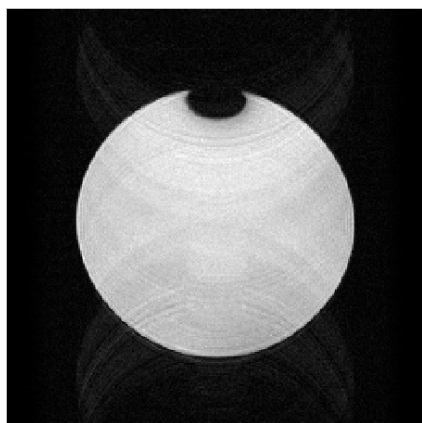
Měřeným vzorkem byl fantom v našem případě se jednalo o kouli s roztokem $H_2O+NiSO_4$. Jak lze vidět dále, tak poměr ETE/TE se viditelně projeví na kvalitě získaných obrazů. V následující části jsou zobrazeny všechny měřené obrazy (Obr.3.2.1.1-3.2.1.28).



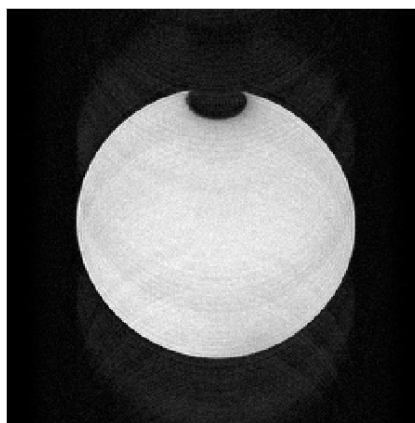
Obr. 3.2.1.1 $ETL = 4$, $TR = 3000$ ms, 256×256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 14$ ms, obraz s největším SNR;



Obr. 3.2.1.2 $ETL = 4$, $TR = 3000$ ms, 256×256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 28$ ms;

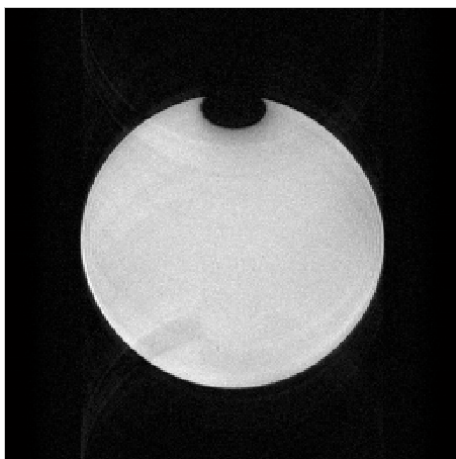


Obr. 3.2.1.3 $ETL = 4$, $TR = 3000$ ms, 256×256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 42$ ms;

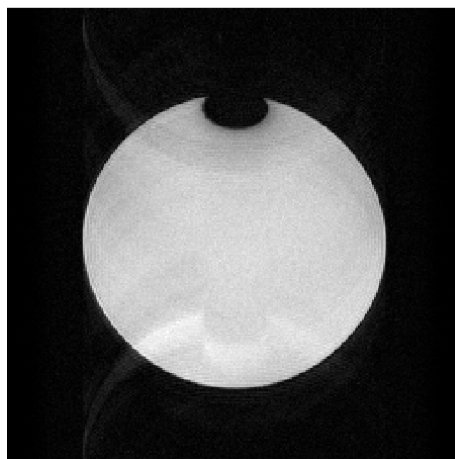


Obr. 3.2.1.4 $ETL = 4$, $TR = 3000$ ms, 256×256 bodů, $TE = 14$ ms, $ETE = 56$ ms, obraz s nejmenším SNR;

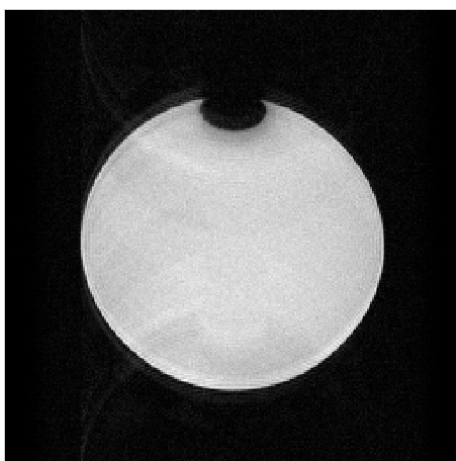
Na (Obr.3.2.1.4) můžeme jednoznačně vidět, že v obraze se začínají projevovat výraznější obrazové artefakty. To je způsobeno různým umístěním ech v k-prostoru (ETE , přesněji poměr mezi ETE a TE určuje, která echa budou uprostřed k-prostoru). Jedno i dvou násobek času TE je pro nás vhodné nastavení, ovšem u 3 a 4 násobku TE již lze pozorovat významné artefakty.



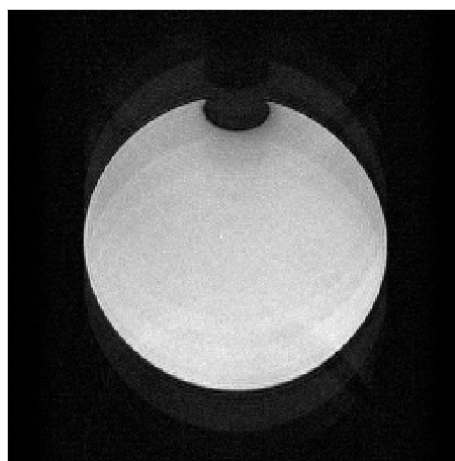
Obr. 3.2.1.5 ETL = 8, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 14 ms;



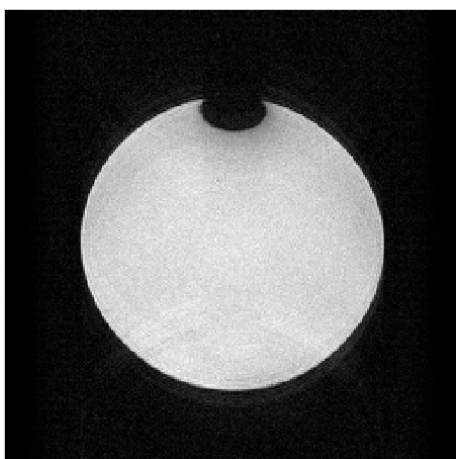
Obr. 3.2.1.6 ETL = 8, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 28 ms, obraz s největším SNR;



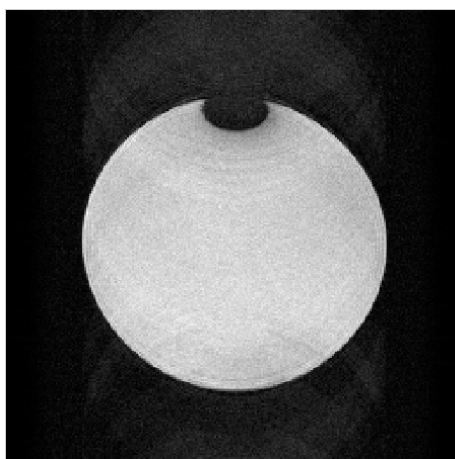
Obr. 3.2.1.7 ETL = 8, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 42 ms;



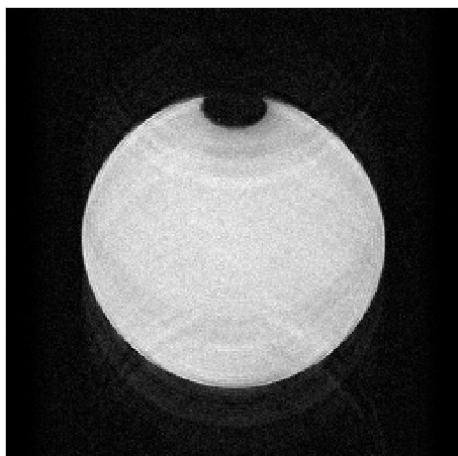
Obr. 3.2.1.8 ETL = 8, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 56 ms;



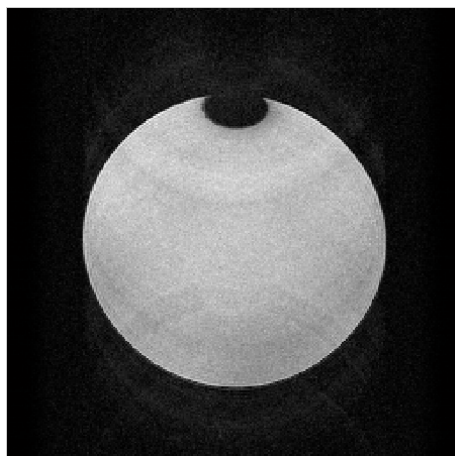
Obr. 3.2.1.9 ETL = 8, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 70 ms, subjektivní nejvyšší obraz;



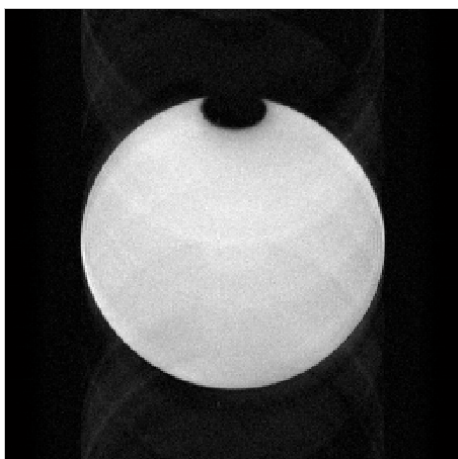
Obr. 3.2.1.10 ETL = 8, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 84 ms, obraz s nejmenším SNR ;



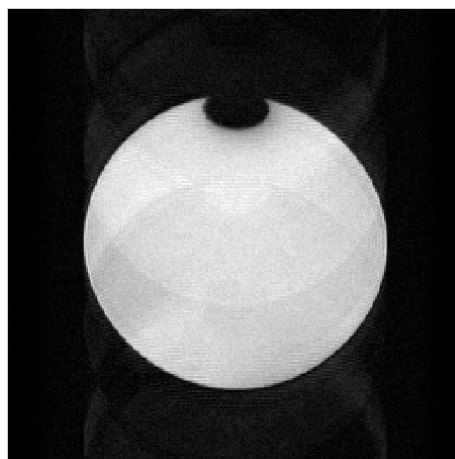
Obr. 3.2.1.11 ETL = 8, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 98 ms;



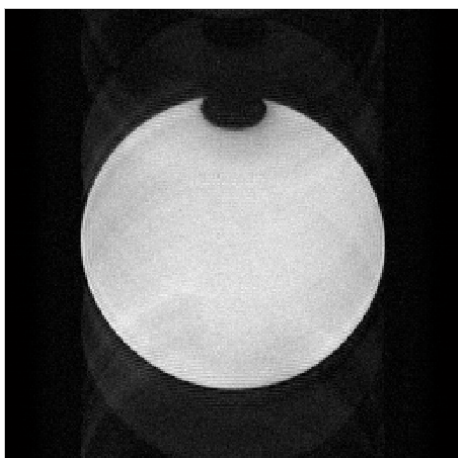
Obr. 3.2.1.12 ETL = 8, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 112 ms;



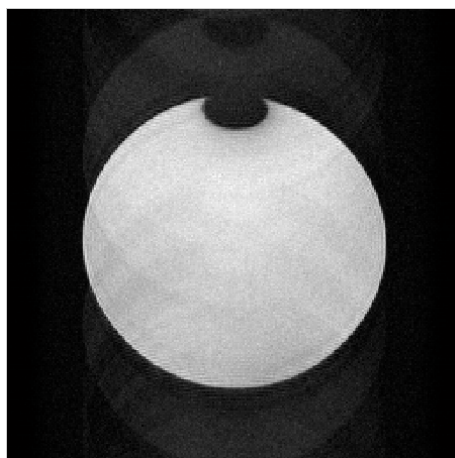
Obr. 3.2.1.13 ETL = 16, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 14 ms, subjektivně nejlepší obraz;



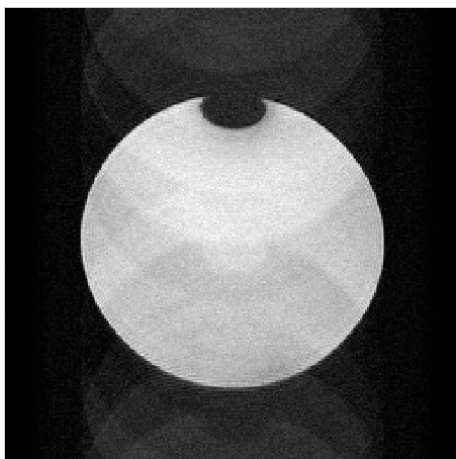
Obr. 3.2.1.14 ETL = 16, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 28 ms, Obraz s největším SNR;



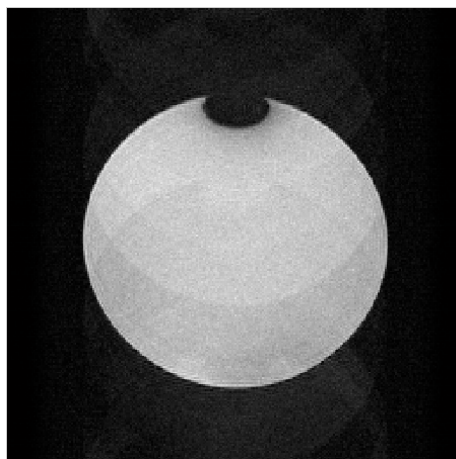
Obr. 3.2.1.15 ETL = 16, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 42 ms;



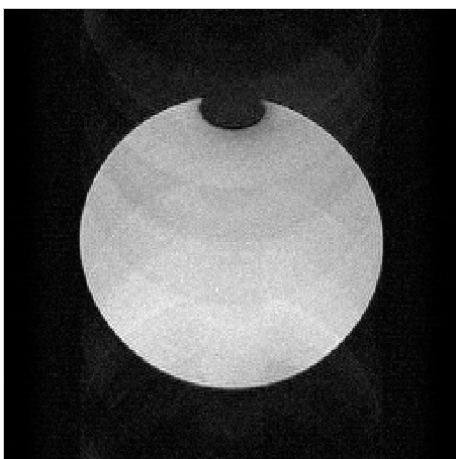
Obr. 3.2.1.16 ETL = 16, TR = 3000 ms, 256x256 bodů, TE = 14 ms, ETE = 56 ms;



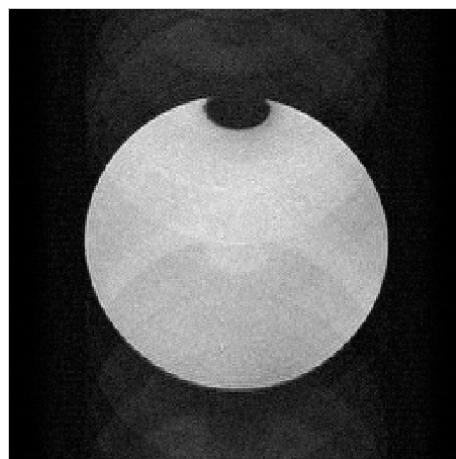
Obr. 3.2.1.17 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14 ms,
ETE = 70 ms;



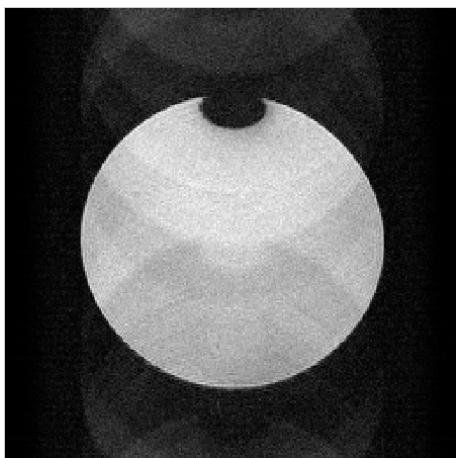
Obr. 3.2.1.18 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14 ms,
ETE = 84 ms;



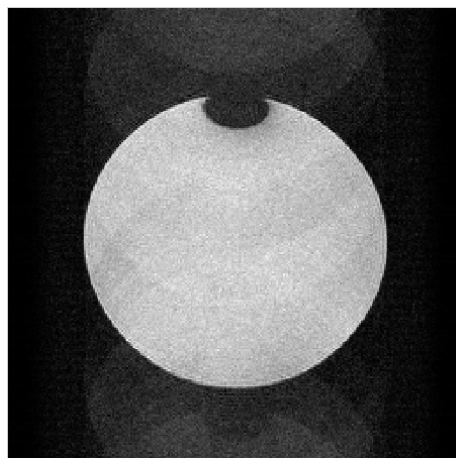
Obr. 3.2.1.19 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14 ms,
ETE = 98 ms;



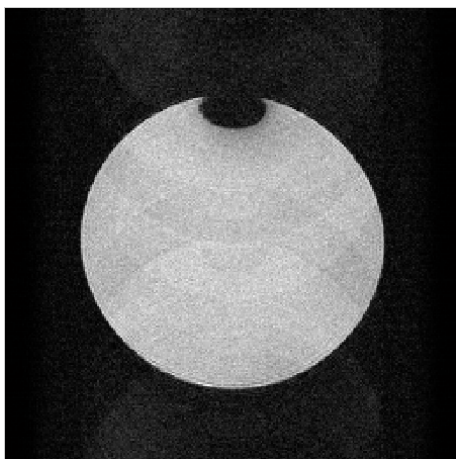
Obr. 3.2.1.20 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14 ms,
ETE = 112 ms;



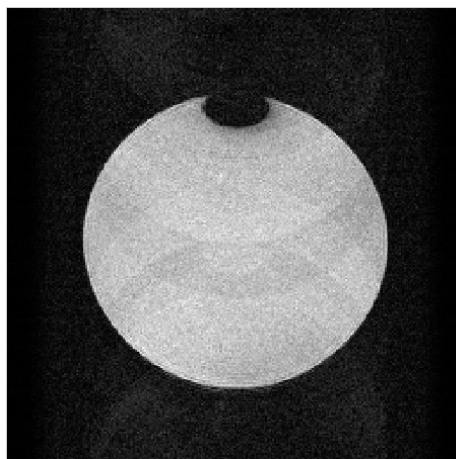
Obr. 3.2.1.21 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14 ms,
ETE = 126 ms;



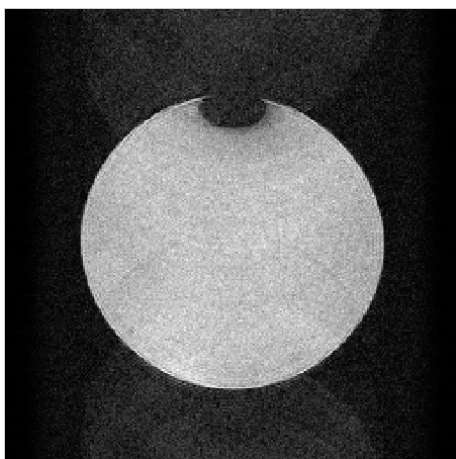
Obr. 3.2.1.22 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14 ms,
ETE = 140 ms;



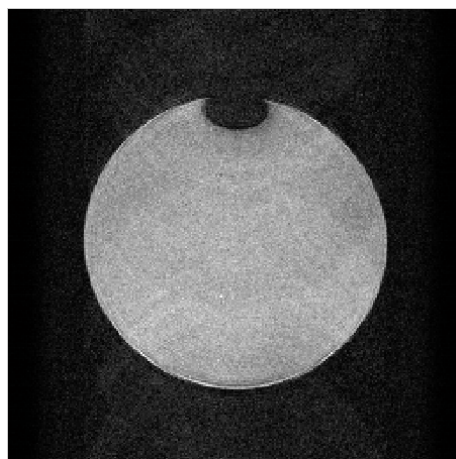
Obr. 3.2.1.23 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14 ms,
ETE = 154 ms;



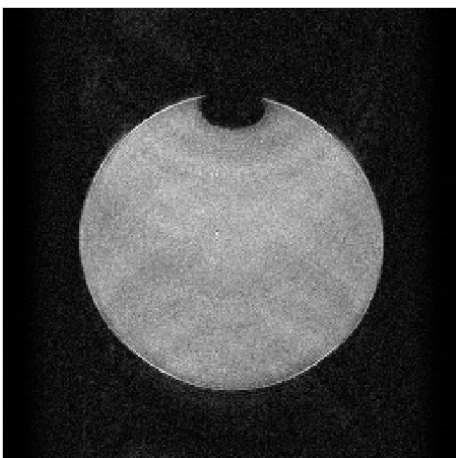
Obr. 3.2.1.24 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14 ms,
ETE = 168 ms;



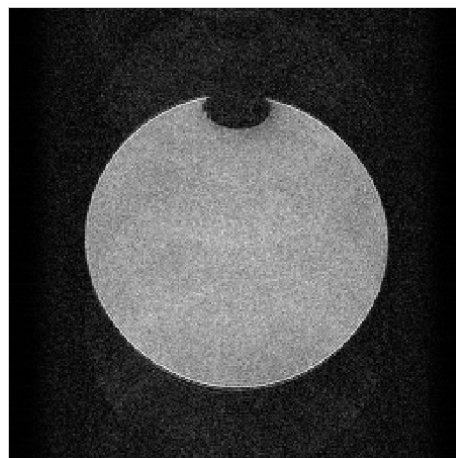
Obr. 3.2.1.25 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14 ms,
ETE = 182 ms;



Obr. 3.2.1.26 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14 ms,
ETE = 196 ms;



Obr. 3.2.1.27 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14ms,
ETE = 210 ms;

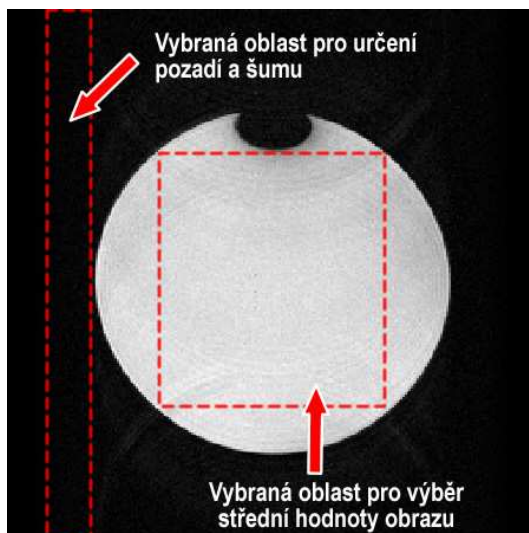


Obr. 3.2.1.28 ETL = 16, TR = 3000 ms,
256x256 bodů, TE = 14 ms,
ETE = 224 ms;

3.2.2 Zpracování měřených obrazů

Kvalita změřených obrazů byla hodnocena z hlediska poměru SNR a také množstvím artefaktů v obrazu. Pro výpočet SNR je nutné určit ze získaného obrazu střední hodnotu užitečného signálu, střední hodnotu pozadí a standardní odchylku STD, která odpovídá šumu.

Je důležité zmínit, že musí být brán z oblasti, ve které se neprojevují artefakty, aby byl SNR správný. Získaný obraz je komplexní tzn., že každý bod obrazu má svou reálnou a imaginární část.



Obr. 3.2.2.1 Oblasti výběru hodnot, z kterých jsou pak počítány střední hodnota signálu, střední hodnota pozadí a šum.

Střední hodnota (mean) užitečného signálu je definována jako střední hodnota vybrané oblasti zobrazovaného objektu (viz. Obr. 3.2.2.1), kde $x_{i,US}$ jsou absolutní hodnoty (magnitude), tzn.:

$$\bar{x}_{US} = \frac{1}{n} \cdot (x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n) = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_{i,US}, \quad (3.2.2.1)$$

stejně je definována střední hodnota pozadí, kde $x_{i,POZ}$ jsou pouze reálné části vybrané části obrazu, tzn.:

$$\bar{x}_{POZ} = \frac{1}{n} \cdot (x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n) = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n x_{i,POZ}. \quad (3.2.2.2)$$

Spektrální výkonová hodnota šumu je standardní odchylkou šumu a je definována vztahem:

$$STD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_{POZ})^2}{n}}, \quad (3.2.2.3)$$

zde jsou opět brány pouze reálné části obrazu vybrané oblasti.

V následujících tabulkách jsou vypočteny hodnoty pro různé poměry časů ETE a TE pro délku ETL = 4, 8 a 16 ech, velikost snímaného obrazu je 256x256 bodů.

ETL= 4				
ETE/TE [-]	střední hodnota signálu[-]	střední hodnota pozadí [-]	šum[-]	SNR
1	76684,0808	-0,1855	1637,4804	46,8305
2	77212,7636	1,1271	1673,1443	46,1483
3	70032,0079	21,6171	1665,0321	42,0605
4	64735,3385	-9,0786	1679,0313	38,5552

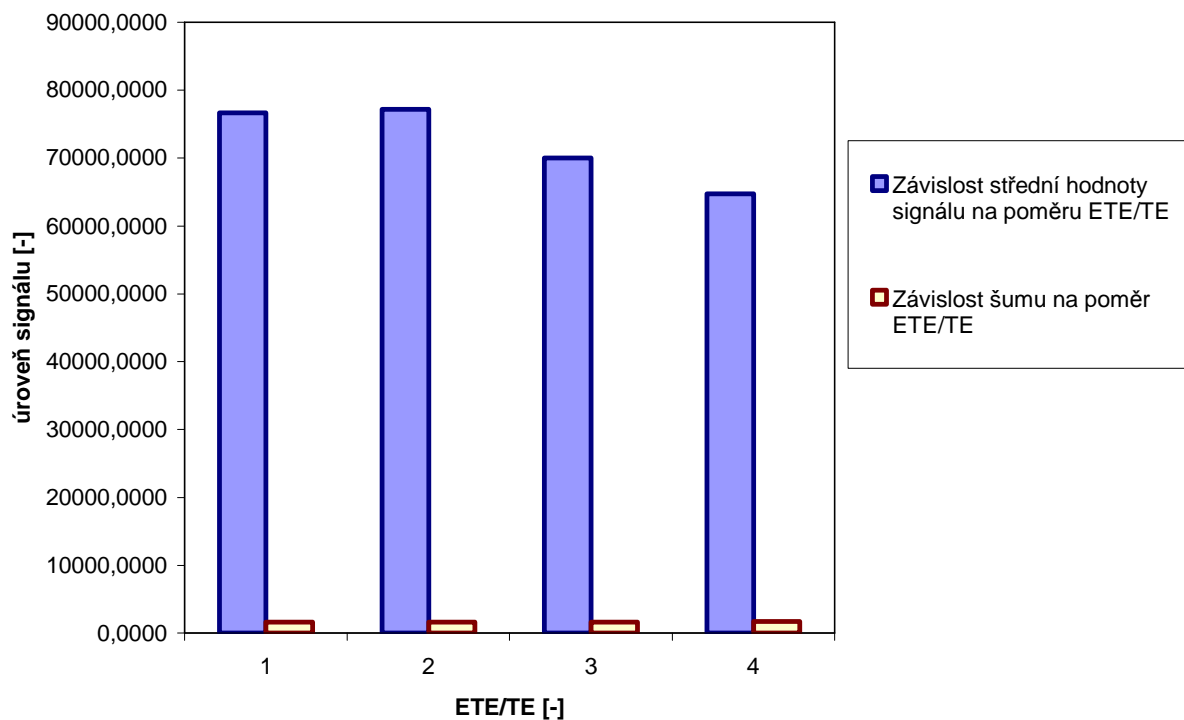
Tab. 3.2.2.1 přehled parametrů vypočtených z obrazů (ETL=4 a velikost obrazu 256x256)

ETL= 8				
ETE/TE [-]	střední hodnota signálu[-]	střední hodnota pozadí [-]	šum[-]	SNR
1	77222,7218	4,9935	1624,6229	47,5327
2	77481,6364	0,8545	1669,1036	46,4211
3	69629,4873	32,5662	1651,1609	42,1700
4	61800,4833	51,1007	1654,1470	37,3609
5	58900,9363	-10,3548	1670,1692	35,2664
6	52787,2054	-16,2285	1650,8735	31,9753
7	49400,3612	10,6040	1608,8283	30,7058
8	45358,5199	-14,9122	1675,9829	27,0638

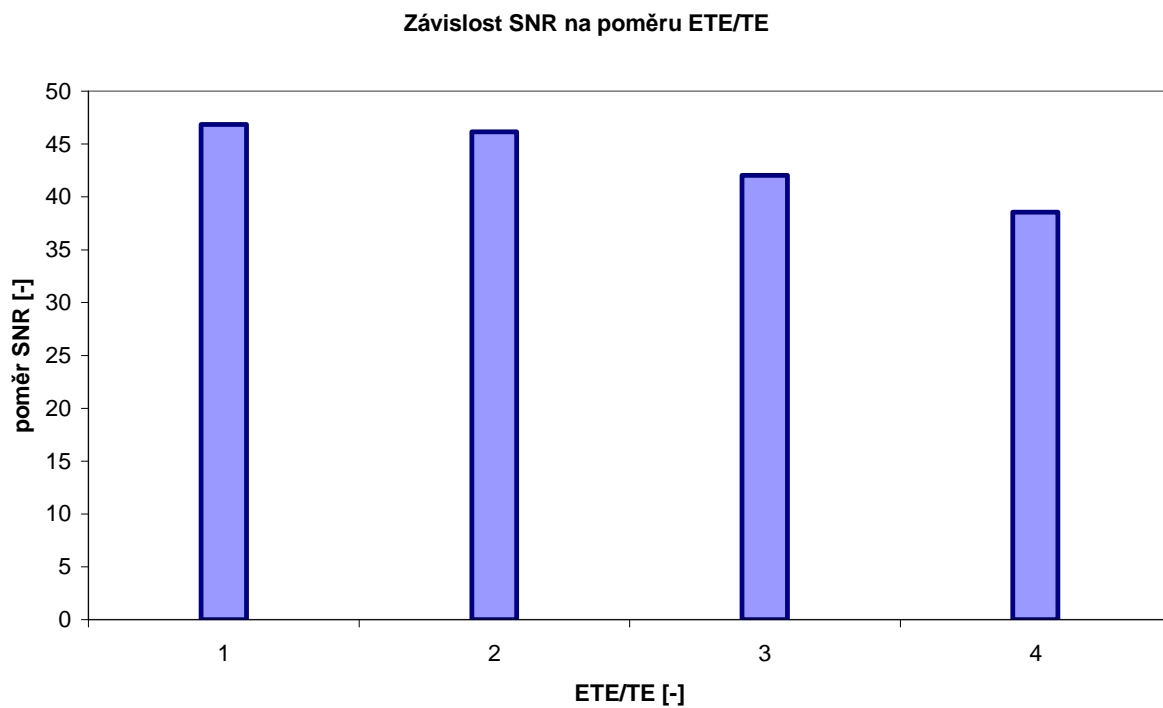
Tab. 3.2.2.2 přehled parametrů vypočtených z obrazů (ETL=8 a velikost obrazu 256x256)

ETL=16				
ETE/TE [-]	střední hodnota signálu[-]	střední hodnota pozadí [-]	šum[-]	SNR
1	78243,2893	13,2418	1648,7838	47,4552
2	79204,3062	-46,8823	1651,8604	47,9485
3	69058,0248	-21,8710	1704,9588	40,5042
4	64319,0930	-59,3703	1685,0601	38,1702
5	57598,3572	-16,7335	1638,0700	35,1623
6	53594,3581	27,1826	1666,5499	32,1589
7	46507,3536	9,7362	1677,5604	27,7232
8	44873,3164	47,4235	1679,7272	26,7146
9	40678,3012	-21,9038	1626,9854	25,0023
10	36512,1761	37,4283	1644,8838	22,1974
11	32738,1913	4,7234	1626,6600	20,1260
12	29970,8582	51,3404	1681,8642	17,8200
13	26991,6107	25,6387	1653,5555	16,3234
14	24488,6563	-3,4245	1658,2017	14,7682
15	23000,8607	-0,6713	1676,7272	13,7177
16	20443,4000	19,1820	1634,5295	12,5072

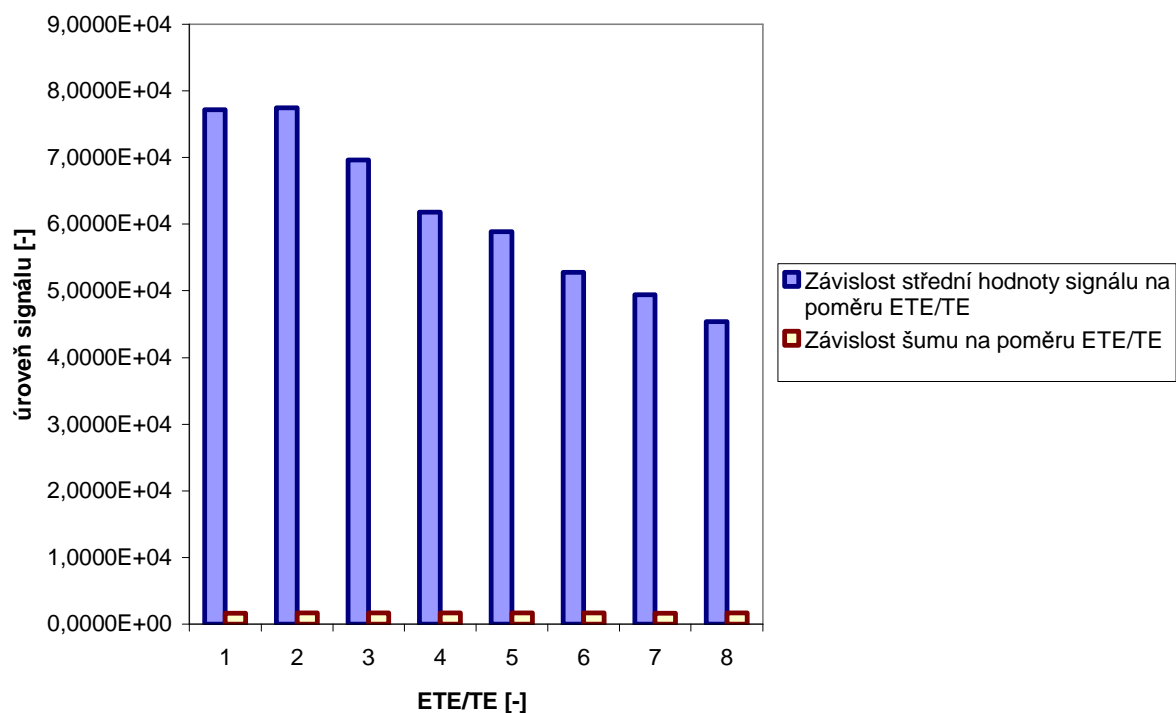
Tab. 3.2.2.3 Přehled parametrů vypočtených z obrazů (ETL=16 a velikost obrazu 256x256)



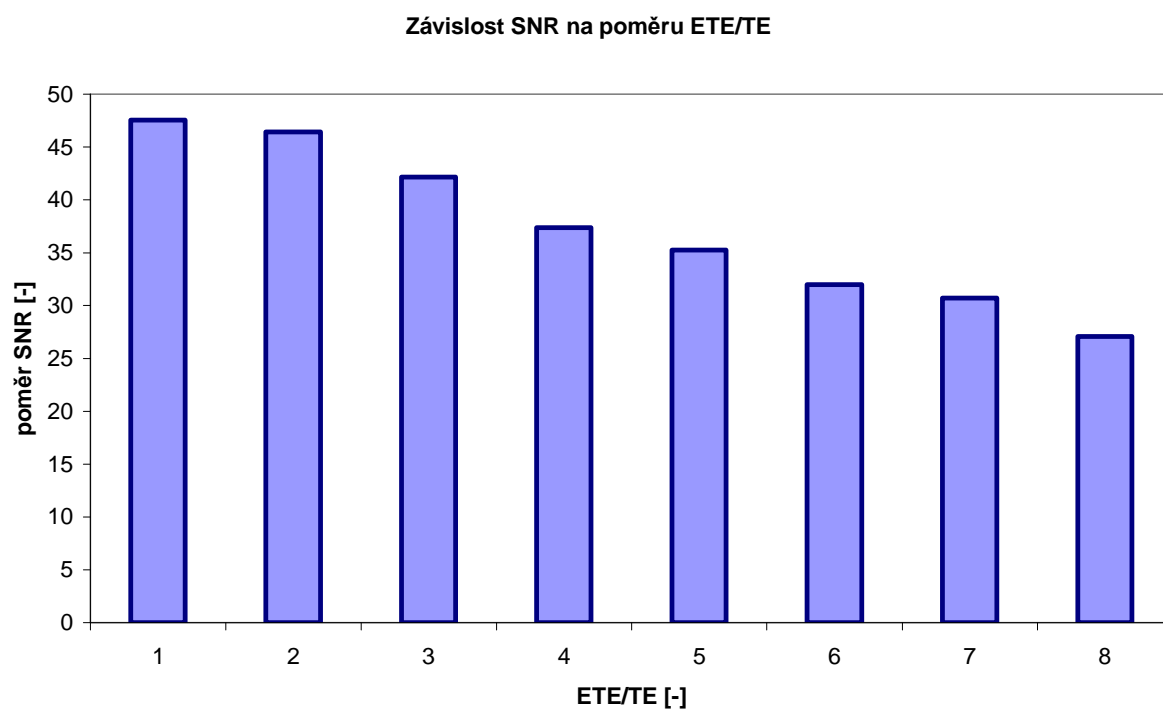
Obr. 3.2.2.2 Graf závislostí střední hodnoty signálu a šumu na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.1



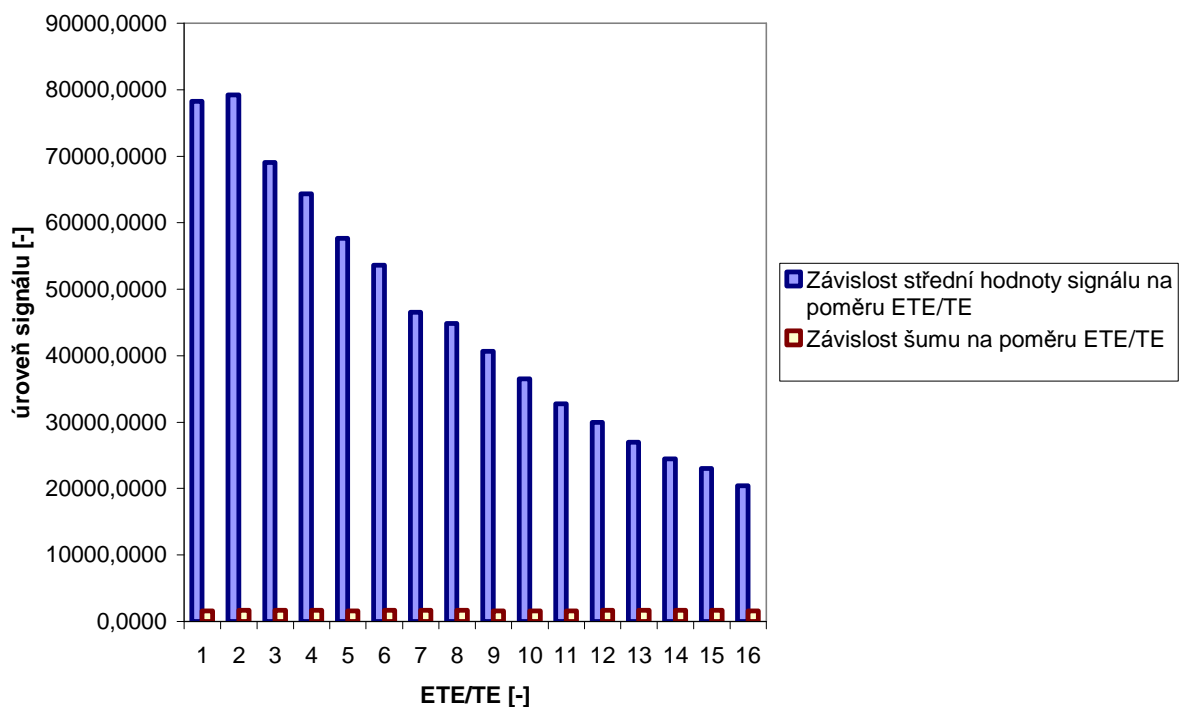
Obr. 3.2.2.3 Graf závislostí SNR na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.1



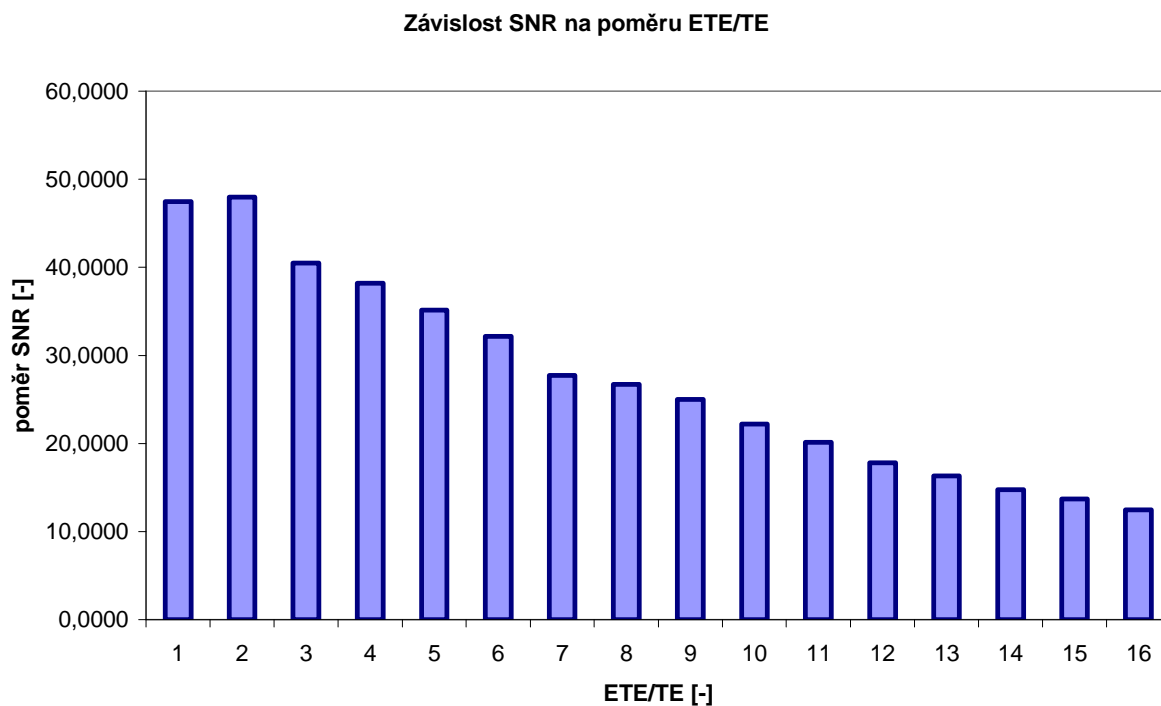
Obr. 3.2.2.4 Graf závislostí střední hodnoty signálu, a šumu na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.2



Obr. 3.2.2.5 Graf závislostí SNR na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.2



Obr. 3.2.2.6 Graf závislostí střední hodnoty signálu, a šumu na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.3



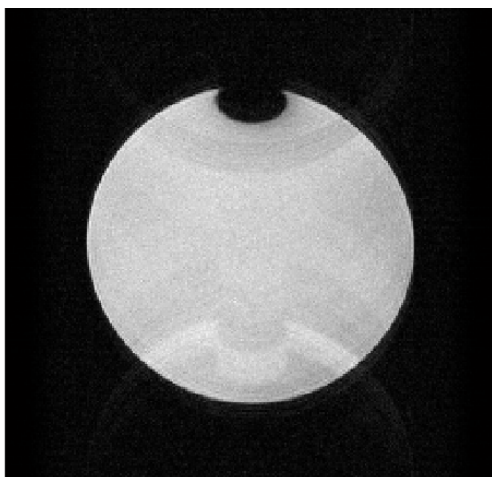
Obr. 3.2.2.7 Graf závislostí SNR na poměru ETE/TE pro Tab.3.2.2.3

Z předchozích grafů je patrné, že se zvyšujícím se poměrem ETE/TE se snižuje střední hodnota užitečného signálu a zároveň klesá SNR.

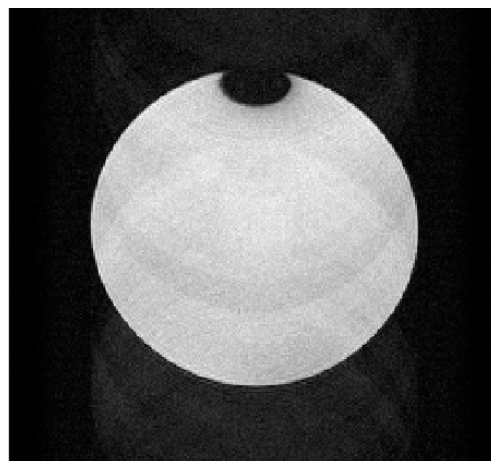
Porovnáváme-li tedy vliv poměru ETE/TE a ETL, jednoznačně vyplývá, že ideální je nepříliš dlouhý ETL a poměr ETE/TE může výrazně ovlivnit kvalitu získaného obrazu. Lze

řící, že ideální nastavení je $ETL = 8$ a poměr $ETE/TE = 5$. A to proto, že je nutno brát v úvahu také to, jak moc se v obraze projevují artefakty. Ve výsledku se jedná o kompromis mezi kvalitou obrazu a rychlosti získání snímku.

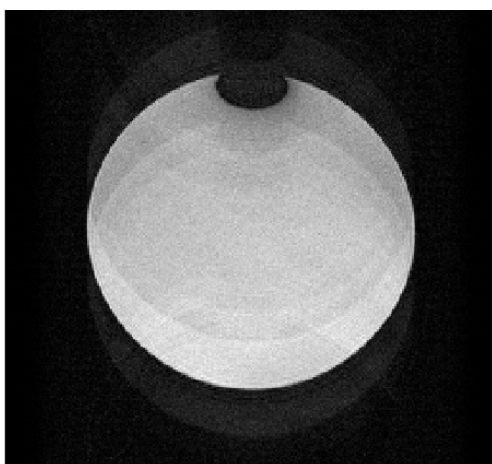
Vzhledem ke skutečnosti, že při jednom sejmutí je získán jen určitý počet řádků (jeden řádek odpovídá jedinému echu) tak důležitý vliv na dobu sejmutí, ale také i na kvalitu jednoho obrazu, hraje tedy i repetiční doba TR . S rostoucí délkou ETL a zachováním TR se zkracuje doba sejmutí jednoho obrazu. Proto je porovnán i obraz pro jedno nastavení s rozdílnými časy TR . Změnu kvality můžeme vidět na obrázcích 3.2.2.8 až 3.2.2.11.



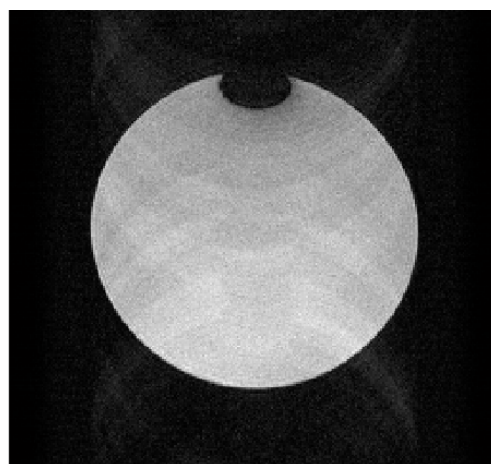
Obr. 3.2.2.8 $ETL = 8$, $TR = 1500$ ms, 256×256 pix, $TE = 14$ ms, $ETE = 70$ ms;



Obr. 3.2.2.9 $ETL = 8$, $TR = 1000$ ms, 256×256 pix, $TE = 14$ ms, $ETE = 70$ ms;



Obr. 3.2.2.10 $ETL = 8$, $TR = 800$ ms, 256×256 pix, $TE = 14$ ms, $ETE = 70$ ms;



Obr. 3.2.2.11 $ETL = 8$, $TR = 500$ ms, 256×256 pix, $TE=14$ ms, $ETE = 70$ ms;

Lze tedy říci, že výsledné nastavení sekvence je kompromis mezi rychlostí a námi požadovanou kvalitou obrazu. Kvalita obrazu jako taková je velmi subjektivní u každého jedince. Rychlost samozřejmě ovlivňuje také požadavek na velikost obrazu. S rostoucím rozlišením se prodlužuje i doba sejmutí.

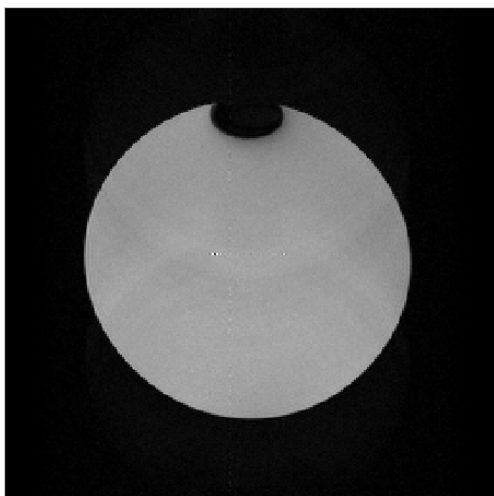
V následující kapitole je pak rychlá metoda FSE porovnávána s "pomalými" měřícími metodami. A to s SE (spinové echo) a GE (gradientní echo) metodami.

3.3 Porovnání kvality obrazu FSE, GE a SE

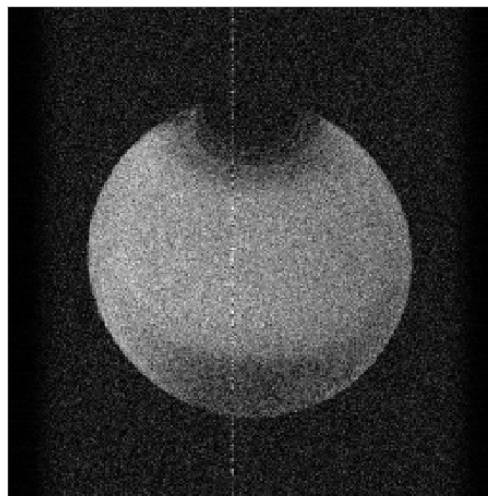
V této části je porovnáván obraz FSE, GE a SE, tzn. je porovnáván SNR a úroveň signálu. U standardních metod SE a GE je nastaven čas TE a samozřejmě vzorkování na stejnou hodnotu jako při FSE, aby byl obraz porovnatelný. Z metody FSE je vždy pro různé ETL vybrán obraz s nejlepší kvalitou. Kvalitou je zde míněno nejen velikost SNR, ale také četnost artefaktů v obraze.

$TE=14ms$; 256×256 pix; $TR=3000ms$				
Metoda	střední hodnota signálu[-]	střední hodnota pozadí [-]	šum[-]	SNR
FSE($ETL=4$; $ETE=14ms$)	76684,0808	-0,1855	1637,4804	46,8305
FSE($ETL=8$; $ETE=70ms$)	58900,9363	-10,3548	1670,1692	35,2664
FSE($ETL=16$; $ETE=14ms$)	78243,2893	13,2418	1648,7838	47,4552
SE	95 788,4875	-19,5870	1 453,9791	65,8802
GE	9 694,5999	-6,2396	1 364,9076	7,1028

Tab. 3.3.1 Porovnání parametrů obrazů z jednotlivých metod (FSE, GE a SE)



Obr. 3.3.1 obraz získaný metodou SE, $TE = 14$ ms



Obr. 3.3.2 obraz získaný metodou GE, $TE = 14$ ms

Z tabulky 3.3.1 a dále porovnáním obrázků 3.2.1.1, 3.2.1.9, 3.2.1.13, 3.3.1 a 3.3.2 zjistíme, že nejkvalitnější obraz byl při metodě SE a nejhorší pro GE. Ale vzhledem k časové náročnosti metody SE (v tomto případě 768 s) je jednoznačná výhoda na straně FSE (doba snímání obrazu pro $ETL = 8$ je 96 s a pro $ETL = 16$ pouze 48 s). Což znamená, značnou úsporu času a pacient je tedy mnohem rychleji diagnostikován (menší stresová zátěž pro pacienty a zvláště pro pacienty s klaustrofobií).

4 Závěr:

Tato práce podrobně popisuje některé vybrané rychlé metody, hlavně pak metody rychlého spinového echa FSE a metodu Echo Planar Imaging(EPI). V teoretické části jsou vysvětleny některé základní pojmy a zvláště pak způsob možného zápisu dat do k-prostoru (k-rovina).

V samotném experimentu je testována vybraná metoda FSE. Experiment byl prováděn na Multinukleární spektrometru/tomografu 4.7T/200mm (Přístrojový celek zahrnující supravodivý magnet 4.7 T (Magnex), gradientní a korekční systém (Magnex), RF zesilovač (Kalmus), proudové zesilovače gradientního systému (Techron), RF a řídicí elektroniku a konzolu (ÚPT)) [15] na ústavu přístrojové techniky, akademie věd ČR.

Před samotným vyhodnocováním kvality získaných obrazů v experimentální části bylo nutno vytvořit algoritmus, který dle daných kritérií skládá data získaná data z tomografu. Před samotným zpracováním dat algoritmem je nutno tyto data převést z formátu *mrd* do formátu *mat*. K tomuto účelu byl použit program Marevisi 8.2.

V samotné metodě jsou nejdůležitější nastavení "počet ech v sekvenci" *ETL* (Echo Train Length) a poměr efektivního echo času (*ETE*) a času *TE*. V experimentu je ukázáno, že tyto parametry mají značný vliv na kvalitu získaného obrazu touto metodou. Jako nejlepší nastavení v našem případě bylo: $ETL = 8$ a poměr $ETE/TE = 5$. Toto nastavení vybrané jako nejvhodnější je hodnoceno z hlediska SNR, množství artefaktů v obraze (subjektivní hodnocení) a časové náročnosti. Obecně lze říci, že je optimální volit kratší *ETL* a nižší poměry *ETE/TE*.

Dále byla metoda FSE testována s klasickými metodami spinového echa (SE) a gradientního echa (GE). Pro všechny metody byly nastaveny všechny možné společné parametry, aby byly testované obrazy regulérně porovnatelné, tzn. doba echa $TE = 14$ ms, repetiční doba $TR = 3000$ ms a velikost obrazu 256x256 bodů. Jednoznačně lze vidět, že SE má nejkvalitnější obraz, ale lze říci, že FSE v kombinaci s rychlostí snímání obrazu je mnohem výhodnější. SNR obrazu při FSE než při SE je menší. Obraz snímáný při metodě GE, byl velmi špatný a rozhodně není téměř ani kvalitativně porovnatelný s ostatními získanými obrazy.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] LIANG,Z., LAUTERBUR, P.C. Principles of magnetic resonance imaging – a signal processing perspective. New York (USA): IEEE Press, 2000. ISBN 0- 7803-4723-4.”
- [2] fMRI BRNO, výzkumná skupina při LF MU v Brně – Princip NMR, MRI http://fmri.mchmi.com/main_index.php [12.11.2009]
- [3] KOŘÍNEK, R. Měření relaxačních konstant technikami magnetické rezonance: bakalářská práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2008. 58 s.;
- [4] WRACKMEYER B., KUPCE E., KEHR G., SCHILLER J., ¹³C, ¹⁵N, ²⁹Si and ³¹P NMR study of *N*-trimethylsilylaminophosphorus compounds: Sign determination of coupling constants and application of Hahn-echo extended pulse sequences, Magnetic Resonance in Chemistry, vol. 30 Issue 4, DOI: 10.1002/mrc.1260300407
- [5] J.P.HORNAK, The Basic of MRI, <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/inside.htm> [17.12.2009]
- [6] DEBATIN, J.P., McKINNON, G.C., Ultrafast MRI Techniques and Application
- [7] GESCHEIDTOVA, E., Speciální metody měření indukce magnetického pole s využitím nukleární magnetické rezonance
- [8] BLUMLICH, B. NMR imaging of materials. Oxford (England): Clarenton Press, 2000. ISBN 0-19-850683-X
- [9] Magnetic Resonance - Technology Information Portal, <http://www.mr-tip.com>
- [10] Subramaniam Sukumar; Varian NMR Instruments, 3120 Hansen Way, Palo Alto, CA 94304, USA <http://www.ias.ac.in/currsci/mar25/articles24.htm> [17.12.2009]
- [11] Simone Souza Ramalho, Nilson Mendes Borges, Waldemar Wolney Filho; Images by Nuclear Magnetic Resonance.A Modifed Version of the EPI Method, Brazilian, Journal of Physics, vol. 31, no. 2, June, 2001, ISSN 0103-9733
- [12] Mark S. Cohen, Echo-planar imaging (EPI) and functional MRI
- [13] IMAIOS, Medical website and e-learning for healthcare professionals <http://www.imaios.com/en/e-Courses/e-MRI/MRI-Sequences/echo-planar-imaging> [17.12.2009]
- [14] University of Oxford, FMRIB Centre, Department of Clinical Neurology; <http://users.fmrib.ox.ac.uk/~peterj/lectures/kpace/index.htm> [17.12.2009]
- [15] ÚPT AV ČR; http://www.isibrno.cz/index.php?lang=_cz&co=/intranet/vyrzpr.php&nalogovan=&id_druh_menu=1&Nerolovat=1 [1.1.2010]

SEZNAM SYMBOLŮ, VELIČIN A ZKRATEK

α	sklápěcí úhel
ω	Larmorův kmitočet
ω_0	úhlový kmitočet
γ	gyromagnetický moment – pro každý prvek je jiný
∇	nabla operátor
B	magnetická indukce
B_0	základní pole
B_1	pole kolmé na pole B_0
B_{rf}	časově závislé pole kolmé na B_0 ekvivalent B_1
f	kmitočet
G	gradientní tenzor magnetická indukce
M	vektor magnetizace
M_0	velikost M v rovnovážném stavu, tzn. stav termodynamické rovnováhy
r	prostorový vektor
t	čas
T_1	spin – lattice relaxace (spin-mřížková) - longitudinální
T_2, T_2^*	spin – spin relaxace (spin-spinová) - transverzální
TE	doba echa (time echo)
T_R	time recovery
DW	difuzně váhované (Diffusion-Weighted)
ETL	počet ech v sekvenci (echo train length)
FFT	rychlá fourierová transformace (fast Fourier transformation)
FID	signal volné precese (free induction decay)
FSE	rychlé spin-echo
GE	gradientní echo
IR	inversion recovery– metoda měření podélné relaxace T_1
MR	magnetická resonance
MRI	magnetic resonance imaging
RF	radiofrekvenční
SE	spin-echo (někdy i Hahn echo)

A PŘÍLOHA

A.1 fse.mat

```
close all;
clear all;
clc;

disp('::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::');
disp('::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::');
disp(' Algoritmus pro zpracování dat z metody Fast Spin Echo ');
disp('::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::');
disp('::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::::');
disp(' ');
disp(' #####');
disp(' Autor: Korinek Radim ');
disp(' #####');
disp(' -----');
disp(' Zadani hodnot ');
disp(' -----');
disp('!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!');
disp('Pozor: 1) Effective Echo Time musí být násobkem Base Echo Time');
disp('        2) Poměr Effective Echo Time a Base Echo Time nesmí být větší než je počet ech v sekvenci');
disp('        3) Musí platit rovnost(no_views/(views_per_seg*4))=x');
disp('        no_views: rozlišení obrazu,napr. pokud máme obraz 128x128, tak zadáme pouze 128');
disp('        views_per_seg: počet ech při sekvenci');
disp('        kde x nalezí do oboru celých kladných čísel');

while (1)
% ##### osetreni vstupu #####
while (1)
    te = input('Base Echo Time (TE): ');
    if te~=0;
        break;
    end;
    disp('##### Chyba!! #####');
    if te==0;
        disp('Hodnota nesmí být nulová.');
```

else

disp('Musíte zadat hodnotu.');

end;

end;

while (1)

te_2 = input('Effective Echo Time (ETE): ');

if te_2~=0;

break;

end;

disp('##### Chyba!! #####');

if te_2==0;

disp('Hodnota nesmí být nulová.');

else

disp('Musíte zadat hodnotu.');

end;

```

end;
while (1)
    views_per_seg = input('Echo Train Lenght-ETL (počet ech v jedné
sekvenci): ');
    if views_per_seg~=0;
        break;
    end;
    disp('##### Chyba!! #####');
    if views_per_seg==0;
        disp('Hodnota nesmí být nulová.');
```

```

    else
        disp('Musíte zadat hodnotu.');
```

```

    end;
end;
while (1)
    no_views = input('velikost obrazu (NV): ');
    if no_views~=0;
        break;
    end;
    disp('##### Chyba!! #####');
```

```

    if no_views==0;
        disp('Hodnota nesmí být nulová.');
```

```

    else
        disp('Musíte zadat hodnotu.');
```

```

    end;
end;

disp('_____');
##### Podmínky pro zpracování
dat!!!!
if (mod(no_views,(views_per_seg*4)) ~= 0)%zjistuju zda počet phase encode
steps a echo parametry jsou kompatibilni
    disp(' ##### Chyba!! #####');
```

```

    disp('(no_views/(views_per_seg*4)) musí být nulový zbytek po
dělení');
```

```

    disp('-----');
    ');
    disp('Zadejte prosím parametry znovu: ');
elseif (mod(te_2,te) ~= 0)%zjistuju zda effective echo time je násobkem
base echo time
    disp(' ##### Chyba!! #####');
```

```

    disp('effective echo time musí být násobkem base echo time');
```

```

    disp('-----');
    ');
    disp('Zadejte prosím parametry znovu: ');
elseif ((te_2/te) > views_per_seg)%zjistuju zda effective echo time není
prilis velky
    disp(' ##### Chyba!! #####');
```

```

    disp('effective echo time je příliš velký');
```

```

    disp('-----');
    ');
    disp('Zadejte prosím parametry znovu: ');
else

datafile = '';
disp('*****');
disp('Jmeno souboru prelozeneho z formatu *.MRD do formatu .mat
(abcd.mat)');
```

```

while (1)
    datafile = input('Soubor: ', 's');
    if exist(datafile)

```

```

        break;
    end;
    disp(' ##### Chyba!! #####');
    disp('Soubor neexistuje! Zadejte existující soubor.');
```

end;

```

disp('*****');
load(datafile);
barva =      input('zapnout barvu? 1=ano,0=ne: ');
disp('_____');
```

if (barva==1)

```

disp('Barva: ON');
end;
```

disp('Doba vypoctu je zavisla na velikosti obrazu.');

```

disp('Preskladani obrazu do zakladnich bloku a segmentu!');
##### definice bloku
up_seg = views_per_seg - (te_2/te);
centr_seg = views_per_seg;
down_seg = te_2/te;
image = (no_views/(views_per_seg))/2;
puvodni = DATA;
```

matrix_im = zeros(no_views,no_views);

```

n=no_views/2+1;z=0;k=0;q=0;
tic
##### up block #####
for m=1:image:up_seg*image;

    for r=1:image
        matrix_im( (up_seg) * image - z,: )= DATA(n+q,:);
        n=n+views_per_seg;
        z=z+1;
    end;
%
    z=0;
    n=no_views/2+1;
    q=q+1;
    k=k+image;
end;
##### center block #####
n=1;z=0;k=0;q=0;
for m=1:image:centr_seg*image;

    for r=1:image
        matrix_im( (up_seg+1) * image - z + k,: )= DATA(n+q,:);
        n=n+views_per_seg;
        z=z+1;
    end;
    z=0;
    n=1;
    q=q+1;
    k=k+image;
end;
##### down block #####
z=0;k=0;q=1;n=no_views/2+up_seg;
for m=1:image:down_seg*image;

    for r=1:image
        matrix_im( no_views - z,: )= DATA(n+q,:);
        n=n+views_per_seg;
```



```

        z=z+1;
    end;
%     z=0;
    n=no_views/2;
    q=q+1;
    k=k+image;
end;
disp('OK!');
toc

if (barva==1)
    colormap jet;
end;

tic
disp('Prolozeni vseh radku...!');
##### PREROVNANI #####
n=1;
N = zeros(no_views,no_views);

N( 1:((3/4)*image),:) = matrix_im( 1:((3/4)*image),:);
z=0;

for n = 1:((1/4)*image)
    N( ((3/4)*image)+n+z, :) = matrix_im(image + n, :);
    N( ((3/4)*image)+2*n, :) = matrix_im(image + n - ((1/4)*image), :);
    z=z+1;
end

for A = 2:(2*views_per_seg-1)

    for B = 1:((1/4)*image)

        N( ((3/4)*image)+n+z+(B), :) = matrix_im(image + n + B, :);
        N( ((3/4)*image)+2*z+2, :) = matrix_im(image + n - ((1/4)*image) + B, :);
        z=z+1;

    end;

    for m = ((1/4)*image)+1:((3/4)*image);
        N(image*(A-1)+m, :) = matrix_im(image*(A-1)+m, :);
    end;

    z=1;
    k=0;
    for B = 1:((1/4)*image)

        N(image*(A-1)+m+z+k, :) = matrix_im(image*(A-1)+m+(1/4)*image+z, :);
        N(image*(A-1)+m+2*z, :) = matrix_im(image*(A-1)+m+z, :);
        z=z+1;
        k=k+1;

    end;

end;

N(no_views-(((3/4)*image)-1):no_views, :) = matrix_im(no_views-
(((3/4)*image)-1):no_views, :);
disp('OK!');
toc

```

```

##### prehození 1. za poslední, atd... #####
tic
disp('prehození 1. za poslední, atd...!');
m=0;
n=0;
M=zeros(no_views,no_views);
for a = 1:no_views
    m=n+1;
    M(m,:) = N(no_views-n,:);
    n=n+1;
end;
disp('OK!');
toc

% #####Ulozeni do formatu .mat, precte i marevisi #####
DIM= 2;
SIZE = [no_views no_views];
DIR_NAME = ['ph-enc ' ; 'readout'];
FOV = [1 1];
DOMAIN = [3 3];
HZ_PPM = [200.1025 200.1025];
DATA = N;
disp('*****');
nazev_souboru = input('Zadejte název ukládaného souboru: ','s');
disp('*****');
save(nazev_souboru,'DIM','SIZE','DIR_NAME','FOV','DOMAIN','HZ_PPM','DATA','
-V4');
% #####

##### KONEC rekonstrukcni casti #####
##### Zobrazení výsledků #####

figure(1);
subplot(1,2,1);
imshow((abs(matrix_im)),[]); axis auto;
title('### signály v k-protoru ###');
subplot(1,2,2);
imshow(fftshift((abs(fft2(matrix_im)))),[]); axis auto;
title('### Obraz po 2DFFT ###');

figure(2);
subplot(2,2,1);
imshow((abs(M)),[]); axis auto;
title('### signály v k-protoru ###');
subplot(2,2,2);
imshow(fftshift((abs(fft2(M)))),[]); axis auto;
title('### Vysledny obraz po 2DFFT ###');
subplot(2,2,3);
imshow(angle(N)); axis auto;
title('### Fáze ###');

if (barva==1)
    colormap jet;
end;

figure(3);
obraz = imshow(fftshift((abs(fft2(M)))),[]); axis auto;
title('### Vysledny obraz po 2DFFT ###');
if (barva==1)

```

```

colormap jet;
end;

figure(4);
surf (fftshift((abs(fft2(M))))); figure(gcf)
title('#### 3D mapa úrovní signálů po 2DFFT obrazu ####');
xlabel('x');
ylabel('y');
zlabel('uroven signalu');

AXod=no_views*0.3046875;
AXod=round(AXod);
AXdo=no_views*0.69;
AXdo=round(AXdo);
AYod=no_views*0.30859375;
AYod=round(AYod);
AYdo=no_views*0.71;
AYdo=round(AYdo);

BXod=1;
BXod=round(BXod);
BXdo=no_views;
BXdo=round(BXdo);
BYod=no_views*0.0859375;
BYdo=round(BYod);
BYdo=no_views*0.140625;
BYdo=round(BYdo);

figure(5);
subplot(1,2,1);
fftshift(((fft2(M))));
A = ans(AXod:AXdo , AYod:AYdo);
imshow((abs(A)),[]); axis auto;
title('#### Vyselektovana oblast pro vypocet mean-signal ####');
subplot(1,2,2);
fftshift(((fft2(M))));
B = ans(BXod:BXdo, BYod:BYdo);
imshow((abs(B)),[]); axis auto;
title('#### Vyselektovana oblast pro vypocet sumu=(STD) ####');

figure(6);
subplot(1,2,1);
imshow((abs(puvodni)),[]); axis auto;
title('#### signály v k-protoru (puvodnich data) ####');
subplot(1,2,2);
imshow(fftshift((abs(fft2(puvodni))))),[]); axis auto;
title('#### Obraz po 2DFFT ####');

% ##### Dodatecne vypocty #####
% ##### stredni hodnota signalu ve vybrane oblasti #####
k=0;l=0;X=0;
for m = AXod:1:AXdo;
    k=k+1;
    for n = AYod:1:AYdo;
        l=l+1;
        X = abs(A(k,l)) + X;
    end;
    g1=l;
    l=0;
end;

```

```

disp('_____');
signal=X/(k*g1);
disp([' Stredni hodnota signalu (mean-signal): ', num2str(signal)]);

% ##### stredni hodnota (mean-background) pozadi #####
k=0;l=0;Y=0;
for m = BXod:1:BXdo;
    k=k+1;
    for n = BYod:1:BYdo;
        l=l+1;
        Y = real(B(k,l)) + Y;
    end;
    g2=l;
    l=0;
end;
disp('_____');
pozadi=Y/(k*g2);
disp([' Stredni hodnota pozadi (mean-background): ', num2str(pozadi)]);

% ##### STD ze stredni hodnoty (mean-background) pozadi #####
k=0;l=0;V=0;
for m = 1:1:BXdo;
    k=k+1;
    for n = BYod:1:BYdo;
        l=l+1;
        V = (real(B(k,l)) - pozadi)^2 + V;
    end;
    g3=l;
    l=0;
end;
disp('_____');
standartni_odchylka=sqrt(V/(k*g3));
disp([' STD = noise: ', num2str(standartni_odchylka)]);

% ##### Vypocet SNR [dB] #####
disp('_____');
SNR=(signal/standartni_odchylka);
disp([' SNR (pomer signalu(mean) a STD pozadi): ', num2str(SNR)]);

break;
end;

end;

```